

Année 1964 - N° 213

TITRE DE LA THESE

LES CONDITIONS DE LA MESURE PRECISE
DE LA FIXATION THYROIDIENNE
DE L'IODE RADIOACTIF CHEZ L'HOMME

T H E S E

présentée

à la Faculté Mixte de Médecine et de Pharmacie de LYON

et soutenue publiquement le 18 Décembre 1964

pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

par

SIREIX Roger

*Ancien élève de l'Ecole du Service de Santé Militaire
Externe des Hôpitaux de Lyon*

né le 19 Août 1940

à NICE (Alpes-Maritimes)

FACULTE MIXTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE
DE LYON

Année 1964 - N° 213

TITRE DE LA THESE

LES CONDITIONS DE LA MESURE PRECISE
DE LA FIXATION THYROIDIENNE
DE L'IODE RADIOACTIF CHEZ L'HOMME

T H E S E

présentée

à la Faculté Mixte de Médecine et de Pharmacie de LYON

et soutenue publiquement le 18 Décembre 1964

pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

par

SIREIX Roger

*Ancien élève de l'Ecole du Service de Santé Militaire
Externe des Hôpitaux de Lyon*

né le 19 Août 1940

à NICE (Alpes-Maritimes)

PERSONNEL DE LA FACULTE

Doyens Honoraires :

M. J. LEPINE - Membre de l'Institut

M. H. HERMANN - Correspondant de l'Institut

Doyen : M. J.F. CIER

Assesseurs : MM. M. LEVRAT
L. REVOL

PROFESSEURS HONORAIRES

MM. COLLET, GUIART, LEPINE, PATEL, TRILLAT, MOURIQUAND, MAZEL, GARIN, GATE, MARTIN, GABRIELLE, SANTY, DUCLOS, GUILLEMINET, HERMANN, ROCHET, POLOSSON.

PROFESSEURS

MM. CIBERT	Clinique urologique
PONTHUS (détaché à Beyrouth)	Physique biologique
DECHAUME	Clinique neuro-psychiatrique et d'hygiène mentale
CHAMBON	Chimie organique et toxicologie
WERTHEIMER	Clinique chirurgicale B
PAUPERT-RAVAULT	Clinique médicale B
FROMENT	Clinique et prophylaxie cardio-vasculaires
CROIZAT	Clinique médicale C
ENSELME	Chimie biologique et médicale
MALLET-GUY	Clinique chirurgicale A
REVOL	Pharmacie galénique
PIGEAUD	Clinique obstétricale
BOURRET	Médecine du travail
LEVRAT	Clinique médicale A
SOHIER	Hygiène et action sanitaire et sociale
NETIEN	Botanique et cryptogamie
BERTRAND	Clinique chirurgicale C
BADINAND	Chimie analytique pharmaceutique
DREVON	Pharmacie chimique et pharmacologie
ROCHE	Médecine légale et déontologie
COUDERT	Parasitologie et pathologie exotique
MOUNIER-KUHN	Clinique d'Oto-rhino-laryngologie et d'audio phonologie
PAUFIQUE	Clinique ophtalmologique
THIERS	Clinique de dermatologie, syphiligraphie et allergologie

MM. BRUN	Clinique de pneumo-phtisiologie
CREYSSEL	Clinique chirurgicale orthopédique et traumatologique
DARGENT	Clinique carcinologique
GUICHARD	Anatomie pathologique
GIRARD Paul	Pathologie générale et expérimentale
LATARJET	Anatomie
PEYCELON	Pathologie chirurgicale
GIRARD Marcel	Clinique médicale D
VACHON	Pathologie médicale
GALY	Physio-pathologie des voies respiratoires
PAPILLON	Radiologie
JEUNE	Clinique médicale infantile et hygiène du 1er âge
GONIN	Hydrologie thérapeutique, climatologie et écologie sociale
MONNET	Bactériologie
BANSSILLON	Physiologie et pathologie obstétricales
CHATONNET	Physiologie B
GUINET	Clinique endocrinologique
TRILLAT	Clinique de chirurgie orthopédique
FREIDEL	Clinique stomatologique
MARION Joseph	Clinique de chirurgie et d'orthopédie infantiles
DORCHE	Matière médicale et législation pharmaceutique
DUMONT Louis	Histologie et embryologie
PERROT	Chimie
CIER J.F.	Physiologie A
PERRIN J.	Thérapeutique chirurgicale et chirurgie opératoire
MICHAUD Pierre	Clinique de chirurgie cardiaque
X.....	Clinique des maladies infectieuses
X.....	Biologie médicale et pharmacodynamie
X.....	Clinique gynécologique
X.....	Thérapeutique

PROFESSEURS A TITRE PERSONNEL

MM. BERGER	Physique nucléaire appliquée à la médecine
BERTOYE	Bactériologie
MANSUY	Neuro-chirurgie
COLLET	Chimie générale et pharmaceutique
SARROUY	Clinique de pédiatrie et puériculture
LACROIX	Hygiène et climatologie
LIARAS	Clinique chirurgicale propédeutique
LECUIRE	Neuro-chirurgie
REVOL	Médecine générale
GOINARD	Thérapeutique chirurgicale
CIER André	Pharmacie chimique et pharmacologie
PONT Maurice	Médecine générale

PROFESSEURS SANS CHAIRE

MM. ROMAN	Parasitologie
FEROLDI	Anatomie pathologique
MORET	Physique biologique
ODDOUX	Botanique et cryptogamie
de SOLLIERS	Chimie analytique
DESPIERRES	Médecine générale
TOLOT	Médecine du travail
GARIN	Parasitologie

MAITRES DE CONFERENCES - AGREGES TITULAIRES

MM. CREYSSSEL Roger	Chimie biologique
THIVOLET	Hygiène
PINET	Electro-Radiologie
GUYOTAT	Neuro-psychiatrie
DESCOTES	Chirurgie générale
JOUVET	Pathologie expérimentale
PEYRIN	Physique biologique
TOMMASI	Anatomie pathologique
BUFFARD	Electro-radiologie
LEJEUNE	Médecine générale et thérapeutique
de MOURGUES F.	Stomatologie
NAUSSAC	Maladies infectieuses
REBOUILLAT	Chirurgie générale
ROMAGNY	Pédiatrie
DELAHAYE	Médecine générale
DELEUZE	Anesthésiologie
GIRAUD	Electro-radiologie diagnostic et thérapeutique
MICHEL	Anesthésiologie
FRANCOIS	Pédiatrie et puériculture
MICHOULIER	Chirurgie générale
COLOMB	Dermatologie
LAMBERT	Médecine générale
FRIES	Médecine générale
GILLY	Pédiatrie
ROBERT	Médecine générale
BOUCHET	Anatomie
BETHENOD	Pédiatrie
GERMAIN	Immunologie, sérologie, hématologie
LARBRE	Pédiatrie
SOUSTELLE	Chirurgie générale
VIALA	Médecine générale
VINCENT	Bactériologie, parasitologie, virologie
KALB	Pneumo-phtisiologie

MAITRES DE CONFERENCES - AGREGES STAGIAIRES

MM. FAVRE - GILLY	Hématologie
GIROD	Histologie et embryologie
GRAS	Chimie biologique
MALLEIN	Chimie analytique
RIFFAT	Hygiène
FAUCON	Biologie médicale et pharmacodynamie
FLANDROIS	Physiologie
VIALIER - RAYNARD	Bactériologie
ROLLET	Pharmacie galénique

AGREGES EN EXERCICE

MM. BONAMOUR	Ophthalmologie
COLIN	Médecine légale
de MOURGUES Georges	Chirurgie générale
DEVIC	Médecine générale
DUMONT Martial	Obstétrique
DURAND	Urologie
FRANCILLON	Chirurgie générale
SAUBIER	Chirurgie générale
SCHOTT	Neuro-psychiatrie
ALLEGRE	Neuro-chirurgie
CHASSARD	Electro-radiologie
FAYSSE	Orthopédie
GAILLARD	Oto-rhino-laryngologie
GARDE	Médecine générale
HUGONNIER	Ophthalmologie
MARET	Chirurgie générale
MORNEX	Médecine générale
NORMAND	Médecine générale
PERRIN André	Médecine générale
DUMAS	Stomatologie
GARMIER	Obstétrique
NOEL	Médecine générale
SCHNEPP	Orthopédie

Examineurs de la Thèse :

Président : M. le Professeur M. BERGER

Assesseurs : MM. A. CIER
R. MORET
R. MORNEX

A MA MERE

Chère à jamais, mon cœur se tourne vers toi

En souvenir de nos conversations et de ta bonté

A MON FRERE

Mon cher, mon frère

Tu es toujours là, et ton cœur est mon port

A LA MEMOIRE DE MON PERE

A MON AMI - MARI

A MON PETIT FILS

A MON NEVEU



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41553420_0030

A MA MERE

Elle a consenti pour moi de grands sacrifices .

En témoignage de ma reconnaissance et de toute mon affection .

A MA FEMME

Avec tout mon amour .

Elle a toujours su m'aider au long de mes études médicales et jusque dans ce travail .

A MES BEAUX - PARENTS

A TOUTE MA FAMILLE

A MES AMIS

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur BERGER

Professeur de Physique Nucléaire
Appliquée à la Médecine

Nous avons déjà apprécié au cours de nos premières années d'études médicales la grande clarté de son enseignement.

C'est avec une extrême bienveillance qu'il nous a accueilli dans son laboratoire et qu'il nous a confié le sujet de cette thèse.

Il n'a cessé de mettre à notre disposition son grand savoir et ses conseils tout au long de ce travail, et il a permis que, malgré les difficultés rencontrées, celui-ci soit mené à bonne fin.

Nous le prions d'accepter l'expression de notre gratitude et de notre profond respect.

A NOS JUGES

Monsieur le Professeur A . CIER

Professeur de Pharmacie Chimique et Pharmacologie

Monsieur le Professeur MORET

Professeur de Physique Biologique

Avec la plus grande gentillesse, il nous a fait bénéficier de ses conseils et il nous a dirigé dans la réalisation de la partie expérimentale de cette thèse.

Nous lui exprimons notre très vive reconnaissance.

Monsieur le Professeur Agrégé MORNEX

Médecin des Hôpitaux

Nous leur sommes reconnaissant d'avoir bien voulu accepter de juger ce travail.

A NOS MAITRES DES HOPITAUX DE LYON :

Monsieur le Professeur PAUFIQUE

Monsieur le Professeur CIBERT

Monsieur le Professeur GUICHARD

Monsieur le Professeur DARGENT

Monsieur le Professeur NAUSSAC

A tout le personnel du Laboratoire de Physique Biologique de la
Faculté de Médecine de LYON, et en particulier :

à Madame LAMBERT

qui nous a fait bénéficier de sa grande expérience de l'exploration
fonctionnelle de la thyroïde par l'iode radioactif ; elle nous a appor-
té une aide de tous les instants.

Nous lui adressons tous nos remerciements.

au Médecin Lieutenant H. GIMBERGUES

Sa grande camaraderie et son expérience du travail de
laboratoire nous ont beaucoup aidé.

Avec toute mon amitié.

à toutes celles qui ont contribué directement à nos
mesures expérimentales d'exploration.

Avec tous mes remerciements.

à Monsieur GUIOT-DESVARENNES grâce à qui notre appa-
reillage a pu être réalisé.

A MONSIEUR LE MEDECIN GENERAL INSPECTEUR BORON

Professeur Agrégé du Val de Grâce

Directeur de l'Ecole du Service de Santé Militaire et de l'Hôpital
Militaire d'Instruction DESGENETTES

A MONSIEUR LE MEDECIN COLONEL GROSSETETE

Bactériologiste des Hôpitaux des Armées

Médecin-Chef de l'Hôpital Militaire d'Instruction DESGENETTES
Sous-Directeur de l'Ecole du Service de Santé Militaire

A mes Maîtres de l'Hôpital Militaire d'Instruction DESGENETTES

A TOUS MES CAMARADES DE PROMOTION

et en particulier :

Le Médecin Lieutenant J. GIANNUZZI

Le Médecin Lieutenant G. SANTUCCI

Le Médecin Lieutenant M. TSCHUPP

Le Médecin Lieutenant H. VIEILLEFOND

ainsi que les Médecins Lieutenants

G. BORNAND

et P. ASSELIN

qui m'ont apporté dans mon expérimentation une aide très précieuse
dont je les remercie vivement.

I N T R O D U C T I O N

Voilà un quart de siècle, un an après que HERTZ et ses collaborateurs aient fait entrevoir les possibilités offertes par l'iode radioactif dans l'exploration de la fonction thyroïdienne, HAMILTON et SOLEY l'utilisaient pour la première fois comme instrument d'investigation clinique chez l'homme.

Au cours de ces vingt-cinq années, l'utilisation diagnostique de ce test s'est largement répandue, et la mesure de la fixation thyroïdienne du radioiode est devenue une méthode courante d'exploration.

L'apparition de nouveaux détecteurs et de nouvelles techniques, aux différents stades de la mesure, a fait de celle-ci un examen dont on doit pouvoir espérer non une estimation grossière mais un résultat précis.

Il apparut, en effet, assez rapidement que, pour que les réponses fournies par tel ou tel laboratoire aient une valeur générale, il fallait que les appareillages et la méthode de travail satisfassent à un certain nombre de normes préalablement définies.

En 1950, aux Etats-Unis, le National Bureau of Standards s'attachait à l'étalonnage très précis d'une source échantillon d'iode radioactif. En 1953, à l'Oak Ridge Institute of Nuclear Studies, était entreprise l'étude des différences existant entre les résultats fournis par quelques 300 laboratoires, en recherchant les raisons de celles-ci. Ils réalisèrent une série de mannequins contenant chacun une source d'iode 131 d'activité connue; les différents laboratoires fournirent leurs résultats et les conditions de travail furent chaque fois notées. Les résultats de cette enquête mirent en évidence les énormes différences qui existaient entre les résultats, et, en 1959, M. BRUCER et ses collaborateurs présentèrent un système standard pour un étalonnage universel de la mesure de la fixation thyroïdienne du radioiode.

En France, les écarts entre les réponses, d'un laboratoire à l'autre, n'ont jamais été aussi sensibles; mais, actuellement, l'Institut Gustave-Roussy de Villejuif effectue une enquête analogue auprès des différents utilisateurs de cette technique. Un questionnaire portant sur les points principaux de leur méthode de mesure leur est soumis, ainsi que des mannequins-étalons. Ces derniers ne nous ont pas encore été prêtés et il est évidemment trop tôt pour connaître les premières conclusions de cette enquête.

Rappel sommaire du principe du test de la fixation thyroïdienne de l'iode radioactif.

Nous ne rappellerons que très brièvement le principe bien connu de cet examen.

Une dose d'iode marqué, de quelques dizaines de microcuries, est administrée à jeûn au malade sous forme soit de capsules soit de solution diluée à ingérer, soit, beaucoup plus rarement, par injection intra-veineuse.

Ce radioiode, tout comme l'iode stable habituel, sera fixé électivement par la thyroïde, après avoir successivement franchi la barrière digestive et être passé dans la circulation sanguine.

Le rayonnement gamma de l'iode, ainsi absorbé par la glande, pourra être mesuré par un détecteur placé à une certaine distance en avant du cou du malade. Cette mesure pourra être répétée plusieurs fois, au bout de temps variables, pour suivre le devenir de la fixation thyroïdienne dans les heures suivant l'absorption.

Le calcul du pourcentage d'iode ingéré fixé par la glande sera calculé par rapport à une source référence appelée " fantôme ". Ce fantôme est étudié pour que la source placée en son sein, et d'activité égale à celle de l'iode administré, soit mesurée dans des conditions physiques se rapprochant le plus possible de celles existant au niveau du cou du malade. De plus, il faut tenir compte et du mouvement propre et du fait qu'il existe au niveau du cou une activité extra-thyroïdienne due à l'iode circulant.

Selon les chiffres habituellement admis, seront considérés comme hypothyroïdiens les sujets qui, à la 6ème heure, auront une fixation inférieure à 20 %, et hyperthyroïdiens ceux dont cette fixation sera supérieure à 50 %. Ces groupes

ne sont cependant pas nettement tranchés, et il existe à leurs frontières des zones d'incertitude où il peut être difficile de se prononcer.

Notons que cet examen est volontiers associé - et l'est de façon systématique au laboratoire de Physique de Lyon - à la mesure de l'élimination urinaire de l'iode marqué et à celle de la radioactivité plasmatique.

L'importance d'une mesure précise

Nous voulons nous efforcer de définir dans ce travail les conditions d'une mesure précise.

L'importance de cette précision peut toutefois ne pas apparaître comme très évidente.

Il ne fait bien sûr aucun doute que cette méthode d'exploration, pour garder quelque valeur et quelque crédit, doit éviter d'être entachée d'erreurs importantes et grossières.

Ainsi, l'enquête faite à l'Oak Ridge Institute avait pu montrer que, pour des mannequins contenant respectivement 8, 30 et 65 % d'une dose standard, les réponses fournies par les laboratoires consultés oscillaient entre 8 et 102 %, 10 et 90 % et 8 et 154 %.

Une imprécision aussi extraordinaire ne doit pas exister si un minimum de soin est apporté à la réalisation de la mesure. Il est certain que des laboratoires, même équipés d'un matériel moyen, avec même des différences dans la réalisation de telle ou telle partie de l'examen, ne fourniront pas des résultats aussi fantaisistes, pourvu qu'ils respectent constamment certaines conditions de mesure.

De telles erreurs mises à part, il est permis de se demander si une mesure non pas grossière, mais entachée par exemple d'une incertitude relative de 15 à 20 %, ne serait pas suffisante.

Nous avons dit qu'il existait des zones de chevauchement entre les hypo et les euthyroïdiens, les eu et les hyperthyroïdiens; le test ne pouvant pas dans un certain nombre de cas fournir de réponse franche, il pourrait paraître vain de rechercher une grande précision, qui nous serait inutile si le chiffre obtenu se trouvait dans une telle zone d'incertitude.

Elle serait également inutile si la réponse situait nettement le malade au sein d'un des trois groupes précités.

En fait, l'intérêt de cette précision dans la mesure, que nous désirons, réside dans l'influence qu'elle va avoir sur le nombre des cas difficiles à classer.

Nous allons chercher à apprécier ce que devient ce nombre de sujets douteux, quand la mesure est entachée d'une erreur relative plus ou moins grande.

Pour ce faire, nous pouvons dire que les sujets, qui constituent les groupes des hypo, des eu, et des hyperthyroïdiens, se répartissent à l'intérieur de chacun de ces groupes selon une distribution approximativement normale ou Gaussienne. (figure 1)

Nombre de sujets

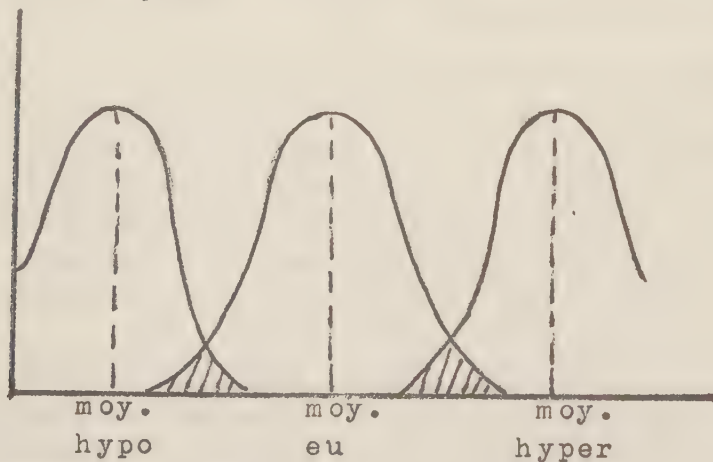


FIGURE 1

Chacune de ces courbes normales sera bien déterminée si l'on connaît sa moyenne μ et son écart-type σ (au lieu de σ , écart-type d'une distribution théorique idéale).

Nous avons pu tirer facilement ces deux constantes de l'excellente étude que TUBIANA et coll. ont fait de 3.000 tests d'exploration fonctionnelle de la thyroïde par l'iode radioactif.

Nous avons utilisé les histogrammes comparatifs des sujets hypo et euthyroïdiens à la 24 ème heure, et ceux des sujets eu et hyperthyroïdiens à la 6 ème heure, ainsi que l'analyse qui en était présentée.

Ainsi, à la 6 ème heure, l'histogramme des euthyroïdiens montre que 80 % d'entre eux ont une fixation comprise entre 20 et 50 %, ce qui donne, pour une distribution normale, une moyenne de 35 %.

Pour obtenir l'écart-type, considérons que 20 % des euthyroïdiens

ont des chiffres de fixation extérieurs à l'intervalle 20 - 50 %; de 35 %, valeur moyenne, à 20 ou 50 %, il y a α écart-types, α étant un nombre tel que:

$$\alpha s = 15 \%$$

Une table du nombre d'écart-types en fonction de la probabilité extérieure à un intervalle nous donne $\alpha = 1,282$ pour que la probabilité soit telle que 20 % des sujets soient extérieurs à l'intervalle 20 - 50 %.

Ce qui nous donne: $s_{eu} = 11,57 \%$

De la même façon, la valeur moyenne de la fixation des hyperthyroïdiens est de 75 %, 6 % d'entre eux ayant des chiffres de fixation inférieurs à 50 %, ce qui nous donnerait, par un raisonnement analogue, un écart-type:

$s_{hyper} = 16,06 \%$

Le deuxième groupe d'histogrammes - représentatif des fixations des eu et des hypothyroïdiens à la 24 ème heure - nous donnerait également:

- . Euthyroïdiens : $\mu = 45 \%$ avec $s_{eu} = 12,22 \%$
(78 % des fixations se trouvant entre 30 et 60%)
- . Hypothyroïdiens: $\mu = 12 \%$ avec $s_{hypo} = 12,81 \%$
(8 % des fixations étant supérieures à 30 %).

Ces données étant connues, nous savons qu'entre les histogrammes des hypo et euthyroïdies d'une part, et des eu et hyperthyroïdies d'autre part, existent des zones de chevauchement dans lesquelles se trouvent les cas douteux pour lesquels une réponse nette est difficile à fournir.

Si maintenant l'erreur relative aléatoire sur la mesure augmente, la moyenne ne variant pas, les paramètres de dispersion de la courbe vont augmenter, et la courbe va s'étaler (fig. ci-contre)..



FIG. 2

La surface des zones de résultats douteux va donc augmenter.

Nous nous proposons de chiffrer l'importance de cette augmentation des cas incertains, quand l'erreur relative subit un accroissement de 5 % sur la mesure, 10 %, 15 ou 20 %.

Quand nous mesurons un chiffre de fixation X. ce

chiffre X vaut:

$$X = \mu + x + e$$

(expression où μ est toujours la moyenne, où x est la correction apportée par la variabilité de la population plus l'erreur de mesure, et e la correction apportée par l'erreur supplémentaire sur la mesure).

Nous posons également : s_x = écart-type tel qu'il est déterminé à partir des histogrammes précédemment considérés;

s_e = écart-type de l'erreur supplémentaire de mesure;

s_{x+e} = nouvel écart-type tenant compte de l'erreur supplémentaire.

Ces trois termes sont reliés par la relation suivante:

$$s_{x+e}^2 = s_x^2 + s_e^2$$

Prenons le cas d'un accroissement de l'erreur relative sur la mesure de 10 %.

La mesure deviendra: $X = \mu + x + \frac{x}{10}$

$$\text{et } s_{x+e}^2 = \left(\frac{11}{10} \right)^2 s_x^2$$

$$\text{D'où: } s_e^2 = \left[\left(\frac{11}{10} \right)^2 - \left(\frac{10}{10} \right)^2 \right] s_x^2$$

$$\text{et d'où: } s_e = 0,45 s_x$$

Connaissant l'écart-type s_x , l'écart-type de l'erreur supplémentaire s_e , nous pourrions toujours calculer le nouvel écart-type.

Prenons une application numérique sur les exemples déjà envisagés:

. Dans les chiffres déjà cités, nous avons vu que, à la limite des hypo et des euthyroïdiens, 8 % des hypothyroïdiens avaient une fixation supérieure à 30 % et que, 22 % des euthyroïdiens se trouvant en dehors de l'intervalle 30 - 60 %, 11 % d'entre eux avaient une fixation inférieure à 30 %.

. En introduisant une incertitude supplémentaire de 10 % :

→ Pour les hypothyroïdiens:

$$s_e = 0,45 s_x \text{ soit } s_e = 0,45 \times 12,81 = 6,4$$

$$\text{d'où : } s_{x+e} = \sqrt{(12,81)^2 + (6,4)^2}$$

$$\text{soit : } s_{x+e} = 14,30 \%$$

De la moyenne 12 % à la limite considérée de 30 %, il y a 18 % dans lesquels se trouvent :

$$\frac{18}{14,30} \text{ écart-types} = 1,258$$

soit, d'après la table, une probabilité de 10,5 % de cas au dessus de 30 % (au lieu des 8 % précédents) .

→ De même pour les euthyroïdiens, on aura :

$$s_e = 0,45 \times 12,2 = 5,49$$

$$\text{et } s_{x+e} = \sqrt{(12,2)^2 + (5,49)^2} = 13,33 \%$$

Ce qui nous donne, entre la moyenne 35 % et les limites 20 ou 50 %, 1,125 écart-types, soit une probabilité de 26 % de cas extérieurs à cet intervalle 20 - 50 %, et par conséquent 13 % d'euthyroïdiens présentant un chiffre de fixation inférieur à 30 % (au lieu de 11 % sans l'erreur supplémentaire de 10 %).

Si, pour préciser nos idées, nous supposons que les populations d'hypo et d'euthyroïdiens étaient chacune de 1.000 individus, nous avons :

- nombre de cas douteux initialement :

$$= 80 (8\%) + 110 (11\%) = 190$$

- nombre de cas douteux après introduction d'une erreur supplémentaire de 10 % :

$$= 105 (10,5\%) + 130 (13\%) = 235$$

Soit une augmentation de 24 % des cas incertains.

D'autres calculs identiques, pratiqués à partir des données utilisées, permettent de donner les résultats suivants où l'augmentation en % des cas douteux est indiquée en fonction de l'erreur relative supplémentaire sur la mesure :

<u>erreur supplémentaire de mesure =</u>	<u>5 %</u>	<u>10 %</u>	<u>15 %</u>	<u>20 %</u>
Augmentation des cas douteux à la limite des hypo et des euthyroïdiens	11 %	24 %	36,8 %	43,5 %
- id ^e - à la limite des eu et des hyperthyroïdiens	13,2 %	24 %	30 %	49,3 %

Il apparait donc de façon évidente que l'introduction d'une certaine erreur relative supplémentaire dans la mesure de la fixation thyroïdienne du radioiode entraîne une augmentation importante, croissant rapidement, du pourcentage des cas pour lesquels il ne sera pas possible de donner au clinicien une réponse nette par le seul test de fixation.

Enfin, il est une troisième raison pour laquelle cette précision paraît souhaitable.

L'étude dynamique des mouvements de l'iode dans l'organisme est en fait celle des échanges entre divers compartiments. Certains de ceux-ci, quantitativement peu importants, pourront se révéler ultérieurement comme ayant une grande importance physiologique.

Ceci ne pourra être vérifié et apprécié que si les appareils de mesure utilisés offrent une précision telle que de faibles activités puissent être mesurées et l'être avec précision.

CHAPITRE I

LES CAUSES DES ERREURS

A - LES CONDITIONS EXPERIMENTALES

Avant toute étude détaillée de la technique de la mesure, il est indispensable d'examiner quelles sont les conditions expérimentales de celle-ci.

Ces conditions seront d'abord anatomiques; la thyroïde est en effet un organe d'un certain volume, qui présente des rapports avec les tissus avoisinants. Ces données varieront d'un individu à l'autre.

Elles seront ensuite physiologiques. Il importe de connaître le devenir dans l'organisme de l'iode ingéré à l'époque de la mesure.

Elles seront enfin et surtout physiques; la thyroïde contiendra une source radioactive avec ses caractères propres, qui présentera des interactions avec le milieu environnant, tous facteurs dont il faudra tenir compte pour les corriger ou adapter l'installation de mesure.

1) Les Conditions Anatomiques

La thyroïde, située à la face antérieure du cou, devant la partie inférieure du larynx et les premiers anneaux trachéaux, se trouve, en avant, en rapport avec les plans musculo-cutanés; ces plans qui s'interposent entre la glande et l'appareil de détection ont une épaisseur moyenne de 1 à 2 cm; mais cette épaisseur pourra varier selon que l'on aura affaire à un sujet maigre ou pléthorique, à une femme ou un homme aux muscles développés.

En arrière, elle répond aux deux importants paquets vasculo-nerveux des gouttières jugulo-carotidiennes, qui interviennent par l'importance du débit sanguin et l'iode radioactif circulant. Plus à distance, ce seront les masses musculaires latéro et postéro vertébrales ainsi que les corps vertébraux qui représentent l'élément de numéro atomique le plus élevé parmi les tissus considérés.

Par ailleurs, le corps thyroïde est un des organes qui varient le plus dans ses dimensions chez le sujet normal.

Ses dimensions habituelles sont de 6 à 7 cm de large pour une hauteur de 6 cm, et une épaisseur qui est de 4 à 6 mm à sa partie médiane et de 15 à 20 mm pour ses parties latérales. Ces dimensions permettraient donc de l'inscrire dans un cercle de 9 cm de diamètre.

Ces données sont toutefois susceptibles de variations importantes chez le sujet normal et pathologique.

La glande peut chez le premier descendre jusqu'au sternum, et d'autre part nous connaissons l'existence de goitres plongeants ou médiastinaux et de thyroïdes sus, pré et sous-hyoïdiennes. Enfin, ces augmentations de volume peuvent porter sur l'ensemble de la glande ou sur une partie de celle-ci seulement.

Corrélativement, la masse, qui est habituellement de 25 à 30 grammes chez l'adulte, et le volume, en moyenne de 50 cm³, subiront des variations encore plus importantes; un gros goitre pourra atteindre quelques centaines de grammes.

La morphologie du cou, enfin, différera parfois beaucoup d'un sujet à l'autre.

Les variations dans l'épaisseur de la thyroïde augmentent la distance entre la face postérieure de la glande et les plans cutanés antérieurs; en se repérant sur eux pour définir la distance détecteur - thyroïde, on commet là une certaine erreur.

Ceci nous permet d'entrevoir les problèmes qui vont se poser dans les domaines de la collimation, de l'absorption du rayonnement et de la correction de l'activité cervicale extra-thyroïdienne.

2) Les Conditions Physiologiques

L'iode administré ne représente qu'une quantité négligeable (5 μ g pour 30 microcuries) en comparaison de l'apport quotidien d'iode alimentaire qui est de 80 à 100 μ g.

Une fois la dose ingérée, l'absorption digestive, sous forme d'iodure, est très rapide. En une heure, 90 % de l'iode administré a franchi la barrière digestive et cette absorption est totale en 3 heures.

Du plasma l'ion iodure va diffuser à travers les parois vasculaires vers les liquides extra-cellulaires dont le volume représente environ 35 % du poids du corps. Cette diffusion est relativement rapide, et, environ 4 heures après l'ingestion, l'ion I⁻ étant petit et aisément diffusible, il s'est établi un équilibre entre le plasma et les liquides interstitiels. (Et, en fait, c'est à partir de la réalisation de cet équilibre

que le radioiode minéral peut être véritablement considéré comme traceur de la quantité totale d'iode minéral stable du milieu intérieur).

Très vite maxima, la concentration plasmatique va décroître rapidement, surtout jusqu'à la 6^{ème} heure.

Dans la thyroïde, l'iode marqué va suivre les étapes connues de l'hormonogénèse: oxydation enzymatique de l'iodure transformé en iode métalloïdique; puis au sein de la thyroglobuline, fixation de l'iode sur la tyrosine pour donner des dérivés mono ou diiodés; condensation ensuite de ces dérivés pour donner la triiodothyronine et la thyroxine; enfin, protéolyse enzymatique de la thyroglobuline. Les dérivés mono ou diiodés restants sont déshalogénés, et les atomes d'iode libérés rejoignent le cycle intra-thyroïdien.

Il faut noter que, si la thyroïde est l'organe qui fixe l'iode avec le plus d'avidité par rapport aux autres tissus, les glandes salivaires, gastriques et mammaires sont capables de concentrer et de sécréter l'iodure à un taux 10 à 40 fois plus élevé que celui du plasma.

Par ailleurs la mesure de la fixation thyroïdienne ne peut être valable que s'il n'y a pas eu de modification du pool des iodures.

Enfin il existe une certaine hétérogénéité dans la fixation, et la concentration en iode marqué est plus grande au niveau de l'isthme que dans le reste de la glande.

De ces données, il convient de retenir un certain nombre de causes possibles de difficultés ou d'erreurs dans la mesure:

- d'un individu à l'autre ou d'un pays à l'autre, se produisent des variations dans le pool d'iodures de l'organisme, car celui-ci est fonction de l'apport alimentaire qui est lui-même variable selon les habitudes diététiques.

- d'autre part il faudra s'assurer que le malade n'a pas ingéré dans les 4 à 6 semaines précédant l'examen de produits pouvant modifier les conditions de fixation de l'iode par la thyroïde: médicaments iodés, thyroxine, extraits thyroïdiens, antithyroïdiens.

Le sevrage en produits iodés exclut également l'application cutanée d'alcool iodé, l'utilisation d'un sirop, d'un dentifrice ou d'un produit cosmétique à base d'iode.

Il est même recommandé de s'abstenir, dans les jours précédant l'examen d'aliments fortement iodés: poissons de mer, huîtres, etc...

Après tout examen radiographique utilisant des produits de contraste, un délai de six semaines est nécessaire avant que le test à l'iode puisse être pratiqué. Ce délai sera porté à six mois après injection d'iode en solution aqueuse, et enfin la contre-indication peut durer des années à la suite de l'administration d'huiles iodées par voie intra-musculaire ou bronchique (bronchographie).

A ce propos, la découverte d'une quantité élevée d'iode stable dans l'urine doit faire suspecter l'existence d'un pool iodé anormalement élevé.

Inversement, dans le cas de sujets vivant dans des régions goitrigènes ou ayant un régime pauvre en iode, nous avons affaire alors à des goitres apparemment avides d'iode; la fixation sera plus élevée, et la preuve de l'euthyroïdie ne sera donnée que par les épreuves complémentaires (iodémie protidique, épreuve de freination).

Mais même sans apport iodé anormal, la captation peut varier chez un même sujet d'un jour à l'autre de quelques pour cent, et il faut bien sûr avoir à l'esprit qu'une valeur qui n'est pas en corrélation avec le diagnostic clinique peut être fortuite et ne pas correspondre à l'activité habituelle de la glande.

Enfin la mesure de la fixation pourrait être faussée pour des raisons très simples.

Ainsi la vessie peut contenir une fraction importante de la dose traceuse dans les premières heures de l'examen. Chez l'enfant surtout, elle peut troubler une mesure au niveau du cou mais surtout au niveau de la cuisse, quand cette dernière est utilisée pour la correction de l'activité cervicale extra-thyroïdienne; il faudra donc que le blindage latéral du détecteur et du collimateur soit suffisant.

La question pourrait aussi se poser de savoir si une fraction du radioiode ne reste pas au niveau du pharynx, augmentant ainsi l'activité mesurée au niveau du cou, au cours d'une mesure

précoce tout au moins.

Un interrogatoire soigneux du malade avant l'examen permettra d'éviter une bonne partie de ces causes physiologiques d'erreur.

3) Les Conditions Physiques

a/ La source : L'iode 131, qui est l'isotope le plus généralement utilisé et qui est celui que nous utilisons, possède un noyau émetteur, selon une période de 8,04 jours, de rayonnements bêta ou gamma.

Ces émissions se font selon le schéma de désintégration de la figure 3 :

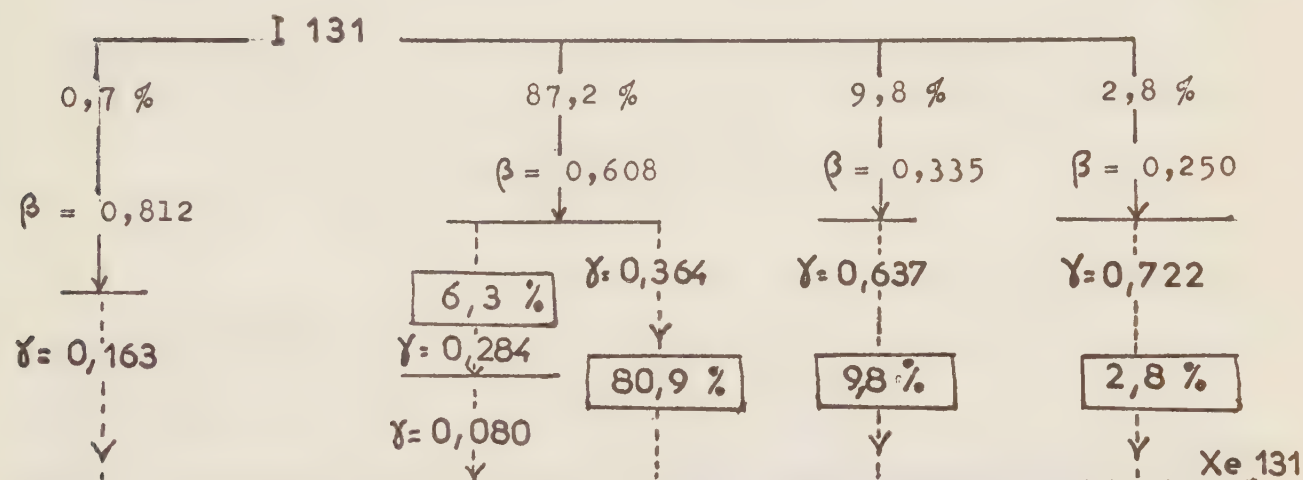


FIGURE 3 - Schéma de désintégration de l' Iode 131

Le rayonnement bêta est caractérisé par une énergie maxima de 0,608 Mev et une énergie moyenne de 0,195 Mev.

Les trois principales raies de l'émission gamma se situent à 80, 364 et 637 kev, la principale raie étant celle de 364 kev qui représente environ 81 % des photons gamma émis.

b/ Les interactions du rayonnement avec la matière:

Ces rayonnements bêta et gamma vont présenter des interactions avec les milieux qui les entourent: les milieux

biologiques et également, pour les seconds tout au moins, les milieux à numéro atomique élevé qui constituent l'ensemble détecteur-blindage-collimateur.

Le rayonnement bêta ne nous intéresse pas directement. Les électrons qui le constituent peuvent perdre leur énergie de deux façons en traversant la matière: soit par collision, un électron rencontrant un électron du milieu traversé, soit par "radiation" ou Bremsstrahlung, un électron perdant une partie de son énergie sous forme de photon X au voisinage d'un noyau, dernier effet qui est ici négligeable.

Les rayons bêta ne dépasseront pas un trajet maximum de 1mm dans les tissus biologiques, c'est à dire qu'ils seront absorbés avant de parvenir à la surface de la peau; si même ils y parvenaient, ils seraient absorbés dans l'enveloppe métallique du compteur.

Les rayons gamma vont subir dans les milieux traversés les effets classiques:

effet photoélectrique
effet Compton
production de paires.

. L'effet photoélectrique :

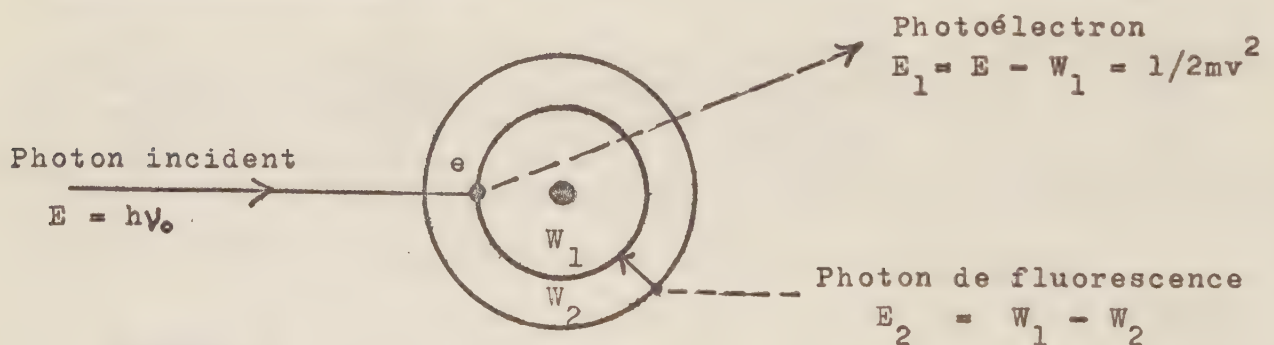


FIGURE 4

Un photon d'énergie $E = h\nu$ entrant en collision avec un électron atomique situé sur une couche profonde disparaît en lui abandonnant toute son énergie. Cette énergie est en partie utilisée à extraire l'électron de la couche où il se trouve, et l'énergie restante lui est transférée sous forme d'énergie cinétique $h\nu - W_1$. La place laissée par l'électron sera immédiatement occupée par un électron d'une couche plus périphérique; l'énergie supplémentaire $W_1 - W_2$ est émise sous forme de rayons X caractéristiques

de l'élément.

La section efficace de l'effet photoélectrique varie avec le numéro atomique de l'absorbant et l'énergie des photons gamma :

$$\sigma(\text{ph}) = \text{constante} \times Z^n \times 1/h\nu^m$$

(n est voisin de 4,5 et m de 7/2 pour des énergies comprises entre 0,1 et 3 Mev)

L'effet photoélectrique décroît donc très rapidement lorsque l'énergie des photons augmente.

. L'effet Compton :

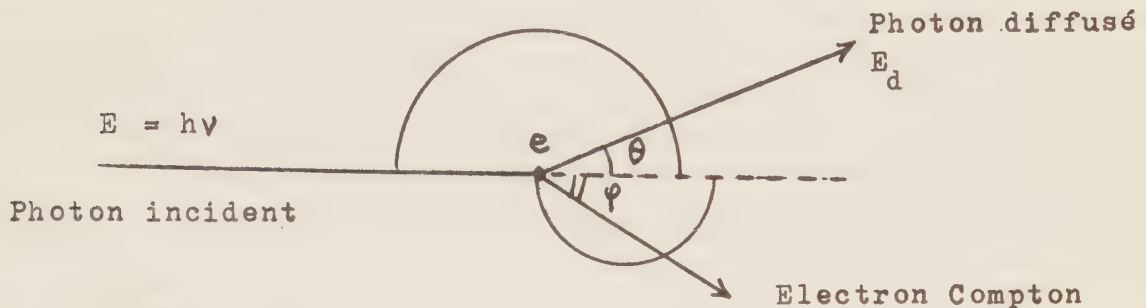


FIGURE 5

Ici le photon gamma incident subit un choc sur un électron e libre ou peu lié, et lui communique une partie de son énergie sous forme d'énergie cinétique E_c . Le reste de l'énergie passe sous forme d'un photon d'énergie E_d , dit photon diffusé, dont la trajectoire fait un angle θ avec la direction initiale. Le photon diffusé peut partir dans n'importe quelle direction; l'électron Compton, lui, peut s'en aller dans toutes les directions ne s'écartant pas de plus de 90° de la direction du photon incident.

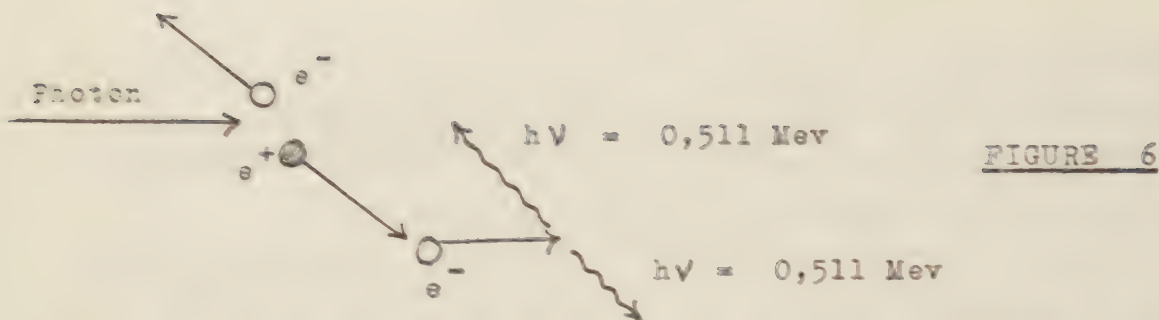
La section efficace de l'effet Compton dépend également du numéro atomique de l'absorbant et de l'énergie du photon incident selon la relation:

$$\sigma(c) = \text{constante} \times Z \times 1/f(h\nu)$$

Elle ne diminue que lentement quand l'énergie augmente, et l'effet Compton prédomine aux énergies intermédiaires.

. L'émission de paires

Pour les rayons gamma d'énergie supérieure ou égale à 1,02 Mev, il peut se produire qu'en arrivant au voisinage



d'un noyau le photon se matérialise en deux électrons, un positon et un négaton, qui sont projetés avec des vitesses égales dans des directions opposées; le positon s'annihilera ensuite avec un négaton du milieu pour donner lieu à une émission de deux photons de 0,511 Mev, émis en directions opposées. (fig. 6)

Ainsi, la prépondérance de l'un de ces trois effets sera fonction de l'énergie du rayonnement incident et du numéro atomique du milieu où se produisent ces interactions.

La figure 7 représente les domaines de ces différents effets:

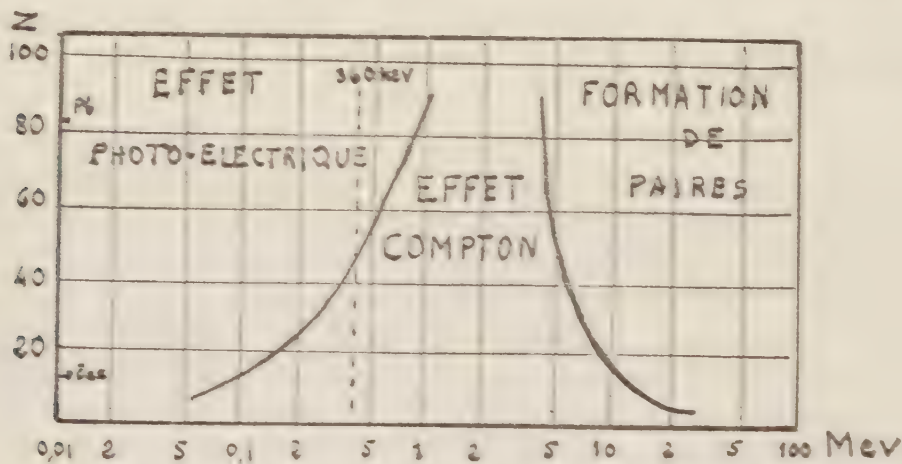


FIGURE 7 - Domaine des différentes interactions
(d'après TUBIANA et DUTREIX)

Nous voyons par exemple que pour un rayonnement de 0,364 Mev, énergie du pic principal de l'iode 131, l'effet Compton prédominera pour des milieux de Z inférieur à 50 environ, chiffre au dessus duquel l'effet photoélectrique deviendra à son tour prépondérant.

Ces interactions nous intéressent grandement, car elles

entraînent deux conséquences:

- le rayonnement gamma directement émis par le radio-iode fixé dans la thyroïde, ou rayonnement primaire, ne sera pas le seul mesuré.

Par interaction, soit dans les milieux biologiques de l'organisme du sujet, soit dans les matériaux de l'ensemble de comptage, il va se produire un rayonnement diffusé, ou rayonnement secondaire, qu'il faudra éliminer le plus possible.

- en second lieu intervient l'absorption du rayonnement dans ces différents milieux.

C'est le phénomène sur lequel s'appuient l'utilisation d'un blindage et l'interposition de filtres ou d'écrans. Mais il se produit également une absorption des rayons gamma dans les tissus mous, et même des phénomènes d'autoabsorption au sein de la source non ponctuelle qu'est la glande thyroïde.

Cette autoabsorption dépend de la couche de demi-atténuation (CDA) de la substance; elle est de 10 % quand les dimensions de la source sont de l'ordre de $1/3$ CDA, de 20 % pour $1/2$ CDA, de 35 % pour 1 CDA.

c/ Les autres facteurs physiques

1. En dehors du radioiode intrathyroïdien, les différents points de l'organisme vont intervenir comme autant de sources parasites qui vont troubler la mesure:

Une très bonne collimation devra être réalisée.

2. Les gros vaisseaux du cou véhiculant une quantité notable d'iode marqué, il faudra estimer cette activité, et la soustraire de celle mesurée en face de la thyroïde:

D'où la nécessité d'un système de correction pour l'activité cervicale extra-thyroïdienne.

3. Puisque la mesure de la fixation thyroïdienne est le rapport de l'activité mesurée au niveau du cou à celle d'une source référence, ce rapport dépend étroitement de la nature de cette source référence et de la façon dont elle sera conçue:

Cette source, ou "Fantôme", devra réaliser le mieux possible les conditions physiques existant au niveau du cou.

4. Enfin le détecteur utilisé sera plus ou moins sensible, selon sa nature.

En ce qui concerne le blindage utilisé pour le détecteur, sa forme et son importance devront être calculées de sorte que le rayonnement extérieur (rayonnement provenant des sources radioactives se trouvant dans la pièce, mouvement propre, rayonnement direct ou diffusé d'origine extra-cervicale) soit totalement arrêté.

Telles sont les conditions anatomiques, physiologiques, physiques, dans lesquelles est effectuée la mesure. Il conviendra de reprendre leur étude de façon détaillée, pour examiner de quelle importance est l'erreur que peut introduire chacun de ces différents facteurs et quelles sont les solutions qui peuvent être proposées.

B - LES DEUX SORTES D'ERREURS DE MESURE

Il existe en effet deux manières différentes d'introduire une erreur dans la mesure.

1 - Il s'agit d'une part des erreurs commises dans la réalisation matérielle ou manuelle de la mesure

Dans cette catégorie entrent aussi bien les erreurs de réglage ou de lecture commises par l'opérateur, que l'incertitude due à la plus ou moins grande sensibilité des appareils de détection et que les variations provenant des particularités propres au sujet examiné.

Ces erreurs pourront être évitées, ou du moins convenablement appréciées de manière à ce que l'on puisse en tenir compte.

2 - Interviennent d'autre part les erreurs qui proviennent de la conception même de certaines phases de la technique.

Ainsi, si le fantôme utilisé, qui a été défini une fois pour toutes, ne réalise que de façon très approximative les conditions de la mesure au niveau du cou, le résultat obtenu sera toujours entaché d'une erreur, quel que soit le soin apporté à cette mesure.

De même, si la méthode utilisée pour la correction de l'activité cervicale extra-thyroïdienne n'était

qu'une approximation insuffisante, il existerait là encore une erreur systématique et indépendante de l'opérateur.

Cette dernière sorte d'erreur ne pourra être évitée qu'après avoir apprécié la validité de tel ou tel procédé technique.

Nous avons figuré dans la figure 8 les principaux temps de la mesure où une erreur peut être introduite.

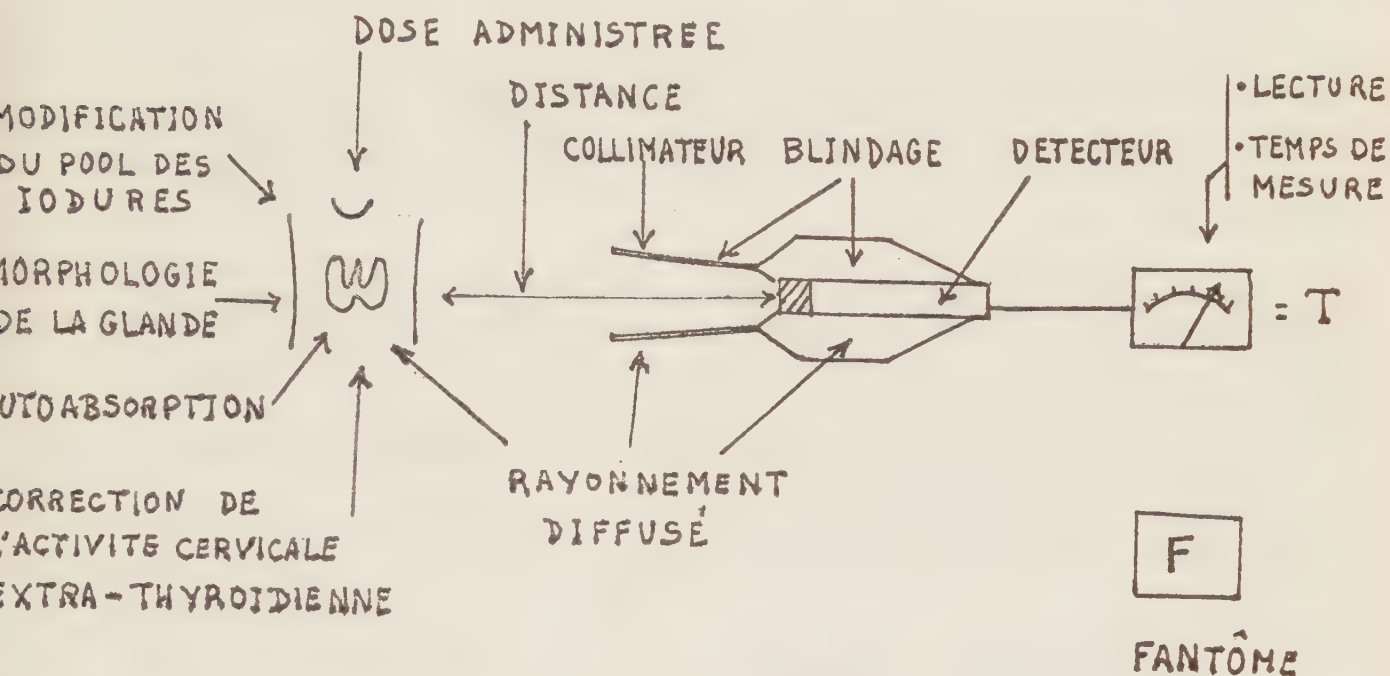


FIGURE 8 - Les causes d'erreur possibles

Nous allons maintenant étudier séparément ces différents facteurs.

CHAPITRE II

CARACTERISTIQUES GENERALES D'UN MATERIEL ET D'UNE TECHNIQUE

ADAPTES A UNE MESURE PRECISE

12) LES DETECTEURS

La précision de la mesure dépend en premier lieu, pour beaucoup, des caractéristiques du détecteur de particules utilisé, c'est à dire de son efficacité, de sa stabilité et de la possibilité qu'il offre ou non de compter les particules en fonction de leur énergie.

Nous savons que l'efficacité d'un détecteur pour un rayonnement de nature et d'énergie données est le rapport du nombre de particules détectées par unité de temps au nombre de désintégrations au sein de la source pendant cette même période.

La stabilité de l'appareil doit garantir la reproductibilité des mesures dans le temps.

Enfin, seules les méthodes spectrométriques permettent de compter les photons incidents selon leur énergie.

A - Les Différents Détecteurs

Trois systèmes de détection des rayonnements gamma sont utilisés:

- les compteurs Geiger-Müller
- les compteurs à scintillation
- les spectromètres

1. Les compteurs Geiger-Müller

Dans un tel compteur, constitué d'un cylindre métallique servant de cathode, contenant un gaz rare sous pression réduite, et traversé par un fil axial servant d'anode, un photon gamma ne provoque une impulsion que par l'intermédiaire d'un électron mis en mouvement lors d'une interaction avec le gaz ou avec la paroi.

Les chances d'interaction sont faibles, et même les compteurs les plus perfectionnés ne permettent d'obtenir qu'une efficacité

faible (environ 4 % du nombre des photons traversant le compteur).

De plus, dans les conditions d'utilisation en laboratoire, les compteurs autocoupeurs couramment employés donnent une reproduction des résultats qui ne descend pas en dessous de 2,5 %, erreurs statistiques non comprises.

Actuellement les compteurs Geiger-Müller ne sont utilisés que dans la mesure où l'on ne désire pas une grande précision, et où l'importance de la dose à administrer, du fait de la faible efficacité de ces compteurs, n'est pas trop préoccupante.

Une autre raison à leur emploi peut être le caractère plus onéreux d'un autre type d'installation.

Un compteur à parois épaisses (30 - 60 mg/cm² de Cu, Bi ou Pb) peut alors être utilisé.

C'est toutefois certainement vers l'un des deux systèmes suivants qu'il faudra se tourner pour obtenir la plus petite erreur possible sur la mesure.

2. Les compteurs à scintillation

Un tel compteur, encore appelé sonde à scintillation, est constitué d'un cristal protégé par une enveloppe métallique et uni à un photomultiplicateur. Ce dernier comprend une photocathode, une optique électronique dite d'entrée et un certain nombre d'électrodes à émission secondaire, appelées dynodes, disposées de façon variable, et enfin une anode. Un préamplificateur fait suite au photomultiplicateur. (fig. 9)

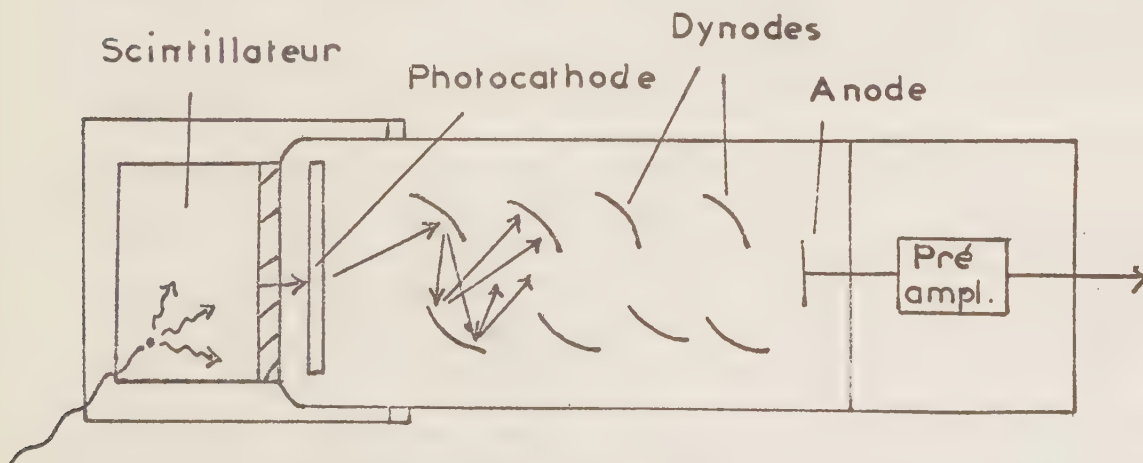


FIGURE 9 - Schéma d'un compteur à scintillation

Le principe de son fonctionnement est le suivant: un photon gamma pénètre dans le cristal et y entraîne la formation d'électrons. Ces derniers, durant leur parcours, cèdent leur énergie en donnant naissance à des photons lumineux que reçoit le photomultiplicateur. Celui-ci les transforme en impulsions électroniques. Chacune des dynodes produira ensuite un plus grand nombre d'électrons secondaires qui seront accélérés vers la dynode suivante.

Le scintillateur le plus fréquemment utilisé est un cristal d'iodure de sodium activé au thallium (INa (Tl)); ce sont des monocristaux dont les dimensions courantes sont de 2,5 à 7,5 cm (1 à 3 inches). Ils permettent l'absorption des photons gamma dans une grande proportion avec une excellente efficacité de conversion (rapport de l'énergie lumineuse émise à l'énergie du photon incident). Ils sont toutefois très sensibles aux chocs, hygroscopiques et rapidement onéreux quand leurs dimensions augmentent.

Il existe par ailleurs des scintillateurs liquides, d'efficacité plus faible, des cristaux organiques (anthracène) et des scintillateurs plastiques (pour lesquels l'effet photoélectrique dans le cristal ne se produit que pour des photons d'énergie inférieure à 100 kev, de sorte que le nombre de photons lumineux recueillis est bien inférieur).

Le choix de la taille du cristal constitue un point important. Ses dimensions seront d'abord fonction de l'énergie des photons gamma que l'on voudra détecter; elles devront augmenter au fur et à mesure que cette énergie sera plus élevée, ceci afin que les photons aient le plus de chances d'être complètement absorbés dans le cristal.

Mais l'accroissement des dimensions entraîne une diminution de la résolution et aussi une augmentation rapide du prix du scintillateur.

En pratique, pour des énergies inférieures à 700 kev, on utilise un cristal de 1 à 2 pouces; au delà de cette valeur il est conseillé d'utiliser un cristal de 3 pouces. Dans le cas de l'iode ^{131}I , le choix se fera entre des cristaux de 1 et 2 pouces; la recherche de la meilleure efficacité possible fera préférer un cristal de 2 pouces.

Pour notre part, alors que nous utilisions jusqu'alors un cristal de 1 x 1 pouce, nous avons choisi pour notre nouvelle sonde un cristal de 2 x 2 pouces.

G. JOYET rappelle à ce propos que, à volume constant, c'est le cristal infiniment mince qui enregistre le plus grand nombre de scintillations. Ainsi, pour une radiation incidente de 0,4 Mev, des cristaux, de même volume et de 1, 2 et 4 cm de hauteur respectivement, présenteront par rapport les uns aux autres des efficacités de 82, 69 et 49 %. Cet auteur utilise, pour sa part, un cristal de 2 1/2 in. de diamètre et de 1 1/2 in. de hauteur.

Enfin il est nécessaire que la sonde à scintillation soit toujours alimentée par une haute tension continue et stabilisée puisqu'il doit toujours exister la même proportionnalité entre l'énergie des particules détectées et la hauteur des impulsions.

La sonde, le préamplificateur, l'amplificateur constituent l'ensemble de comptage pour lequel on doit définir avant toute mesure l'efficacité de comptage pour la source étudiée.

Cette efficacité est déterminée à l'aide d'une source contenant une quantité connue de radioélément (on connaît alors le nombre de photons N émis par unité de temps, puisque dans un microcurie se produisent 2.220.000 désintégrations/minute). On effectue une mesure de l'activité de cette source. Le rapport du nombre d'impulsions comptées par unité de temps sur N constitue l'efficacité globale de détection.

Si, comme la majorité des opérateurs, nous utilisons une sonde unique placée en face de la thyroïde, des systèmes comprenant 2, 3 ou même 4 sondes ont pu être utilisés.

En ce qui concerne de tels montages, M. BRUCER pense que s'ils donnent des résultats corrects, ils n'apportent pas une précision tellement supérieure à celle d'une installation à une seule sonde.

D'autre part, on peut faire au montage de plusieurs compteurs entourant le cou du malade la critique que le spectre du rayonnement émis au niveau du cou n'est pas le même pour un enregistrement latéral ou pour un enregistrement de face. De plus, à sensibilité et à précision égales, on peut reprocher à ces appareillages leur caractère encombrant et moins facilement maniable.

Si les ensembles de comptage à scintillation permettent d'excel-

lentes mesures, il est bien évident que tous les photons enregistrés par le détecteur le sont sans tenir compte de leurs énergies respectives. Un photon diffusé vaut un photon de rayonnement direct.

Si nous pouvions ne mesurer que les photons d'énergie voisine de 364 keV, pic principal de l'iode 131, nous n'aurions presque plus à nous préoccuper du rayonnement diffusé, et plus généralement de toute la partie du spectre extérieure à cette bande d'énergie et des modifications que tel ou tel facteur pourrait y produire.

Cette possibilité nous est offerte par la Spectrométrie gamma.

3. La Spectrométrie Gamma

a) Le principe: Chaque photon gamma est émis avec une énergie déterminée, et un radioélément émetteur gamma est caractérisé par son spectre qui comporte une ou plusieurs raies déterminées. La spectrométrie gamma a pour but l'étude de ces raies, de leur énergie et de leur amplitude.

Un spectromètre gamma ordinaire diffère de l'ensemble de comptage à scintillation précédemment décrit par la présence d'un sélecteur d'amplitude qui va permettre de ne compter que les impulsions produites par les photons gamma d'énergie comprise entre deux valeurs préalablement définies. (fig.10)



D1 = discriminateur de seuil E1
D2 = discriminateur de seuil E2
A.C. = circuit d'anticoïncidence

FIGURE 10

D1 ne délivre un signal qui sera transmis à l'échelle E par A.C. que pour des photons d'énergie $E \gg E1$. De même, D2 empêche la transmission à E par A.C., en fermant ce dernier,

pour les photons d'énergie $E > E_2$.

E_1 et E_2 , seuils supérieur et inférieur, définissent une fenêtre que l'on pourra faire varier.

Mais actuellement, il existe des spectromètres comportant un grand nombre de canaux (50, 100, 200, ...). Il n'est d'ailleurs plus nécessaire sur ces appareils d'explorer tout le spectre par tranches successives. Toutes les impulsions reçues sont analysées, puis comptées dans le canal correspondant à leur énergie. Il est ensuite possible de ne compter que les impulsions correspondant à une raie d'absorption totale.

b) La pratique de la spectrométrie :

b.1. - Le spectre, obtenu pour un radioélément présentant une raie bien définie, n'est pas constitué seulement du pic correspondant à cette raie. Ce dernier correspond à tous les photons gamma totalement absorbés par le cristal, d'où son nom de pic d'absorption totale.

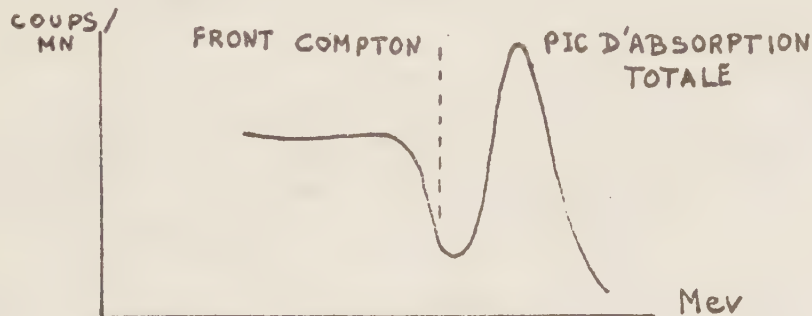


FIGURE 11

En arrière du pic d'absorption totale, se trouve un fond continu d'impulsions qui débute par une pente assez brusque. (fig.11) Le bas de cette pente est le front Compton. Il correspond à l'énergie la plus grande qui puisse être absorbée par effet Compton (énergie qui correspond à l'éventualité dans laquelle le photon diffusé part en direction exactement contraire à la direction du photon incident). Cette énergie est donnée par :

$$E_{\text{compt}} = \frac{E_{\text{gamma}}}{1 + \frac{mc}{2 E_{\text{gamma}}}}$$

Si nous avons affaire à un radioélément émettant des rayons gamma d'énergie supérieure à 1,02 Mev, la formation de paires devient possible et le spectre obtenu sera encore plus complexe; il présentera par exemple l'allure suivante: fig.

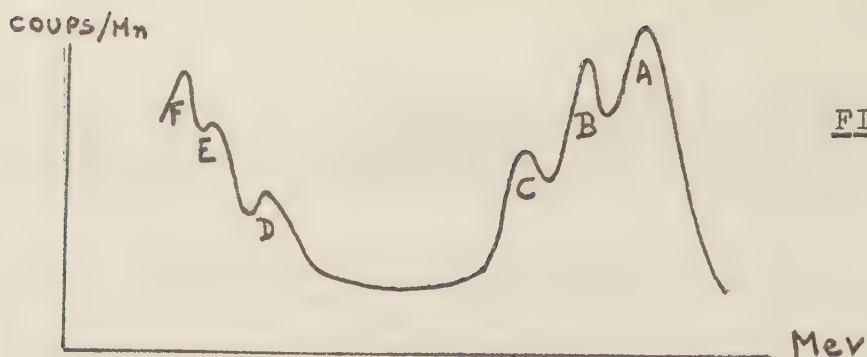


FIGURE 12

- A = pic d'absorption totale
- B = photons absorbés par production de paires et absorption d'un photon d'annihilation
- C = photons absorbés par production de paires et non absorption des 2 photons d'annihilation
- D = pic d'annihilation
- E = pic de rétrodiffusion
- F = raie d'absorption des photons X émis par le plomb du blindage.

Nous concevons que si plusieurs photons d'énergie différente tombent sur le scintillateur, les spectres se présenteront de manière encore plus complexe.

b.2. - L'étalonnage de l'appareil utilisé pourra être réalisé en plaçant, devant la sonde à scintillation reliée à un spectromètre à 125 canaux par exemple, une source d'Iode 131 dont le pic principal, que nous utiliserons, se situe à 364 kev.

En faisant varier le gain de l'amplificateur et la haute tension, on peut placer le sommet de ce pic dans le canal n° 60.

Il est alors possible de calculer l'énergie dE correspondant à chaque canal:

$$dE = \frac{360}{60} = 6 \text{ kev}$$

Pour établir une courbe d'étalonnage en énergie de l'appareil, dans les conditions d'utilisation, on utilisera un certain nombre de radioéléments émettant un rayonnement gamma mono ou biénergétique connu avec précision (Ba 133, Sn 113, Cr 137, Mn 54, Zn 65, Co 60, Cd 109, Na 22, etc...).

On vérifiera que cette courbe d'étalonnage soit une droite dans les limites d'énergie considérées, puisqu'en principe les hauteurs des impulsions électriques sont proportionnelles aux énergies. Cette proportionnalité devra être souvent vérifiée car l'ensemble de comptage peut perdre sa linéarité ou présenter

un phénomène de dérive; celle-ci peut parfois atteindre plusieurs canaux et se manifestera par un décalage du zéro ou un changement de gain de l'analyseur.

Ces manifestations sont très gênantes, et, non corrigées, elles risquent de faire perdre aux mesures toute exactitude.

Pour un opérateur travaillant toujours sur le même pic (le pic 364 kev de l'I 131 par exemple), cette vérification pourra se limiter à contrôler que le sommet de ce pic se trouve bien toujours dans le même canal.

b.3. - Les multiples phénomènes qui se produisent au cours de la détection des rayons gamma font que les raies des spectres présentent une certaine largeur et se présentent sous forme de pics.

En conséquence, deux raies d'énergies voisines ne pourront être différenciées l'une de l'autre que si cet élargissement n'est pas trop important.

Aussi, avant d'entreprendre des mesures avec un ensemble de comptage, il faudra connaître sa résolution.

Cette résolution sera calculée en faisant le rapport de la largeur relative à mi-hauteur B du pic d'absorption à l'énergie A du sommet du pic.

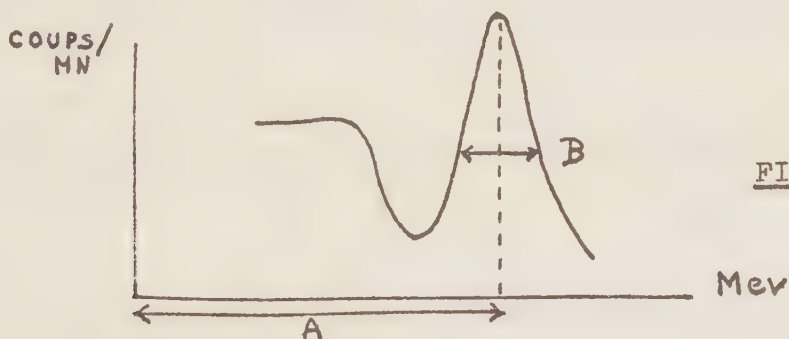


FIGURE 13

En second lieu, il faudra définir ici aussi l'efficacité de comptage de l'ensemble de détection dans les conditions expérimentales choisies.

Cette efficacité est déterminée en étudiant les résultats de la mesure par le détecteur des activités d'une série de sources radioactives d'activités connues (cf. b.2.).

L'efficacité de comptage ϵ au niveau d'une raie d'absorption totale sera le rapport du nombre d'impulsions comptées dans cette raie par unité de temps au nombre de photons

gamma émis par la source pendant ce temps.

La surface d'un pic d'absorption totale, exprimée en impulsions par unité de temps, est :

$$S = 1,07 \times h \times l$$

(1,07 est un coefficient tenant compte de la légère asymétrie de la courbe du côté des basses énergies, h, la hauteur maxima de la raie d'absorption totale en impulsions par unité de temps, et l la largeur à mi-hauteur de la raie d'absorption totale).

b.4. - Enfin il convient de connaître avec précision, au moment d'une mesure, le mouvement propre de l'ensemble de comptage.

Celui-ci provient du rayonnement cosmique, de la présence dans certains matériaux, comme le plomb des blindages, d'isotopes naturels radioactifs, de la présence, dans la pièce où s'effectue la mesure, de sources radioactives préparées ou administrées.

Ce mouvement propre est toujours plus important du côté des basses énergies, d'abord parce que l'efficacité des scintillateurs est supérieure pour les photons peu énergétiques, ensuite parce que les photons incidents abandonnent une partie de leur énergie dans le blindage et les matériaux environnant l'ensemble de comptage.

Il augmentera par ailleurs avec la taille du cristal, mais proportionnellement moins rapidement que le volume de ce dernier.

Il sera intéressant en spectrométrie d'établir le spectre de ce mouvement propre, ce qui permettra de voir quelle est son importance pour telle ou telle région du spectre où l'on choisira de se placer.

Enfin, ce mouvement propre est très important car il conditionne l'activité limite qui peut être détectée avec une certaine précision. Ainsi, pour une mesure que l'on veut réaliser avec une précision donnée, il sera possible de calculer quelle est la dose minima à administrer au malade.

Il est évident que cette connaissance du mouvement propre n'est pas importante seulement en spectrométrie, mais qu'elle est indispensable quel que soit le système de comptage utilisé.

B - Etude Pratique

Nous avons dit que les caractéristiques d'un appareil qui nous intéressaient, parce qu'elles pouvaient influencer sur la précision de la mesure, étaient :

- l'efficacité du détecteur dans les conditions de mesure
- la stabilité de l'installation
- son mouvement propre.

1. Le compteur à scintillation à cristal de un pouce :

L'ensemble de comptage utilisé ces dernières années, au Laboratoire de Physique Médicale de Lyon, comprenait une sonde P 20 TRACERLAB comprenant un cristal de 1 x 1 pouce RCA 5819. L'ensemble de comptage est relié à une échelle de mesure constituée par un intégrateur RATEMETER TRACERLAB.

. L'efficacité : l'efficacité globale dans les conditions de mesure, qui nous intéresse, est l'efficacité pour une source d'iode 131 située à 40 cm du cristal.

Ne disposant pas de source étalon d'iode 131, nous avons utilisé comme sources des capsules d'iode 131 délivrées pour l'exploration des malades, capsules qui présentent l'inconvénient que leur activité n'est connue qu'à $\pm 5 \%$.

Nous avons effectué les mesures sur une dizaine de capsules du même lot, chacune ayant à la date de l'expérience une activité de $5,62 \pm 0,281$ microcuries.

L'incertitude sur le comptage est de l'ordre des variations statistiques, soit N , si N est le nombre d'impulsions/minute.

Puisqu'un microcurie est le siège de 2.220.000 désintégrations/minute, nous aurons pour $5,62 \pm 0,281 \mu c$:

$$2.220.000 \times 5,62 = 12.476.400 \pm 623.000 \text{ dés./mn}$$

L'efficacité sera:
$$\frac{N \pm \sqrt{N}}{12.476.400 \pm 623.000}$$

Nous avons obtenu, pour les dix mesures, les résultats suivants:

	<u>Coups/mn</u>	<u>Efficacité</u>
1.	1.580 $\pm$ 39,7	0,0001264 $\pm$ 0,00000948
2.	1.520 $\pm$ 39	0,0001217 $\pm$ 0,00000913
3.	1.420 $\pm$ 37,7	0,0001137 $\pm$ 0,00000853
4.	1.580 $\pm$ 39,7	0,0001264 $\pm$ 0,00000948
5.	1.485 $\pm$ 38,6	0,0001189 $\pm$ 0,00000892
6.	1.490 $\pm$ 38,7	0,0001193 $\pm$ 0,00000896
7.	1.510 $\pm$ 38,9	0,0001212 $\pm$ 0,00000908
8.	1.570 $\pm$ 39,6	0,0001259 $\pm$ 0,00000944
9.	1.530 $\pm$ 39,1	0,0001227 $\pm$ 0,00000919
10.	1.565 $\pm$ 39,6	0,0001257 $\pm$ 0,00000942

Nous obtenons donc finalement une efficacité globale
moyenne de 0,1220 $\pm$ 0,00915 . 10⁻³.

. La stabilité : Le taux de comptage est lu sur un intégrateur. Il n'est pas possible de parler de variations dans le taux de comptage, celles-ci demeurant de l'ordre de l'erreur faite lors de la lecture de la mesure.

Le temps de mesure dépend ici du choix d'une constante de temps : 2,5, 10 ou 40 secondes ; il faut attendre 3 à 4 fois cette période avant de lire la mesure. La constante habituellement utilisée est la constante de 10 sec.

On peut également choisir une échelle de 1.000, 2.500, 10.000, 25.000 ou 100.000 coups/mn.

Pour une constante de temps de 10 sec., l'erreur de lecture est de $\pm$ 0,2 % pour l'échelle 100 K, $\pm$ 0,5 % pour l'échelle 25 K, $\pm$ 1 % pour l'échelle 10 K, $\pm$ 3 % pour l'échelle 2,5 K et $\pm$ 4 % pour l'échelle 1 K.

. Le mouvement propre : l'intégrateur a été réglé une fois pour toutes pour n'enregistrer que des impulsions d'une certaine énergie, de sorte que le bruit de fond soit à peu près constant à 70 coups/mn.

2. La sonde de 2 pouces en spectrométrie :

L'étude spectrométrique de la fixation thyroïdienne que nous avons entreprise ici s'est faite avec le matériel

suisant: nous disposons d'une sonde à scintillation comprenant un cristal de 2 x 2 pouces reliée à un Spectromètre gamma R C L à 128 canaux.

Cet appareil enregistre, analyse et classe dans un canal déterminé, en fonction de leur énergie, toutes les particules reçues.

Les mesures peuvent être effectuées pendant des durées de temps prédéterminées: 0,12; 3,1 ; 49,2 secondes, et 13,1 et 210 minutes, chacune de ces valeurs pouvant être multipliée par un facteur 2, 4 ou 8.

L'affichage du spectre se fait sous forme de courbe ou sous forme numérique, et il est alors possible de lire directement le nombre d'impulsions comptées dans chaque canal.

La dérive de l'appareil ne dépasse pas un canal par 24 heures.

Comme pour toute installation de spectrométrie, nous avons défini la résolution et l'efficacité de l'ensemble.

. Une source d'iode 131 étant placée à 40 cm du cristal, l'étude du pic de 364 kev nous donne une résolution de 10,40 %, valeur moyenne, satisfaisante pour un cristal de cette taille, et en tous cas tout à fait convenable pour une mesure faite au pic principal de l'iode 131, qui pose peu de problèmes de résolution.

. Nous avons ensuite déterminé l'efficacité globale, de peu d'intérêt, mais qui nous permet une comparaison avec la sonde précédente de un pouce.

Nous avons utilisé le même jeu de capsules que précédemment, comme sources:

Nous avons obtenu cette fois une efficacité globale moyenne de $1,121 \pm 0,0907 \cdot 10^{-3}$.

Cette efficacité est donc 10 fois supérieure à celle de l'ensemble de comptage précédent.

En fait, nous sommes surtout intéressés par l'efficacité au pic de 364 kev.

Nous avons chaque fois relevé le spectre de la source utilisée, et calculé l'efficacité de la manière que nous avons indiqué.

En moyenne, l'efficacité au pic de 364 kev est de $0,405 \pm 0,0304 \cdot 10^{-3}$, c'est à dire que pour 10.000 photons émis

4 seulement seront comptés.

. Stabilité du détecteur : Les variations rencontrées dans le comptage d'un même échantillon, à différents moments de la journée, ou d'un jour à l'autre (en tenant compte du facteur de décroissance), ne doivent être que de l'ordre des fluctuations statistiques de la radioactivité, pour un détecteur stable.

Pour vérifier cette condition sur notre appareil, nous avons utilisé une source ponctuelle de 3 microcuries.

Nous avons effectué le premier jour 30 mesures différentes de cet échantillon; la durée de chaque mesure était de 49,2 x 4 sec. et l'appareil comptait ensemble toutes les impulsions quelle que soit leur énergie.

Nous avons obtenu les résultats suivants:

39.897	39.825	+	40.173	39.956
++ 40.295	39.975		39.888	39.903
+ 40.080	++ 40.366	+	40.219	++ 40.284
39.989	+	40.104	40.016	39.802
++ 40.347	+	40.130	39.859	39.877
40.023		40.003	39.680	40.006
39.798		39.846	39.796	
39.966	+	40.148	+	40.204

Le lendemain, nous avons refait une série de 30 mesures analogues; les chiffres suivants sont ceux obtenus après multiplication par un facteur de décroissance 1,090 :

39.668	40.038	39.883	40.062
40.038	39.773	+	40.097
39.925	40.000		+
39.692	40.022	39.827	+
39.668	40.009	39.959	+
39.905	39.969	39.776	39.826
39.924	39.731	39.693	40.069
39.718	+	40.180	
	39.475	+	39.472

Nous avons pratiqué, le jour suivant, une troisième et dernière série de mesures; les résultats ont été multipliés

par un facteur de décroissance 1,189. :

39.960	40.018	39.875	39.850	+	39.638
39.907	39.670	39.678	40.020		39.647
39.793	39.878	39.707	++ 39.375	+	39.492
39.723	+ 40.223	39.951	39.699		39.651
39.673	39.690	+ 39.658	39.667		39.898
39.720	39.781	40.001	40.019		39.771

L'étude de ces résultats montre que la moyenne du taux de comptage du premier jour est : 39.682 ± 199 ;
la moyenne du second jour est : 40.079 ± 200 ;
celle du troisième jour est : 39.734 ± 199 .

La moyenne générale des mesures est : 39.831 ± 199 .

Si les variations sont dues aux seules variations statistiques, les valeurs qui s'écartent de la moyenne de plus d'un écart-type $\sqrt{N} = 199$ ne devront pas excéder 32 % du nombre des mesures, et les mesures qui s'en écartent de plus de 2 écart-types ne devront pas excéder 5 % de ce nombre.

Nous avons indiqué par une croix (+) les mesures s'écartant de la moyenne de plus d'un écart-type et de 2 croix (++) celles qui s'en écartent de plus de deux écart-types.

Sur 90 mesures, les premières ne devraient pas dépasser 29 et les secondes ne pas dépasser 4 ou 5.

On constate en fait que 23 mesures sont dans le premier cas et 5 mesures dans le second.

Nous pouvons donc conclure à la bonne stabilité de notre installation.

. L'erreur sur la durée de la mesure est ici nulle,
grâce à l'utilisation de temps prédéterminés.

La mesure manuelle du temps, au moyen d'un chronomètre par exemple, pourrait être à l'origine d'une erreur de $\pm 1/5$ seconde au début et à la fin de la mesure, soit dans les conditions les plus défavorables $\pm 2/5$ seconde sur l'ensemble de la mesure.

En fait cette erreur serait peu importante, puisque, même pour un temps de mesure de 2 minutes, l'erreur relative ne serait que de 0,3 %.

Quel que soit le procédé employé, le comptage du temps de mesure ne doit pas apporter une erreur supplémentaire notable.

. Le Mouvement Propre de l'appareil :

En comptant toutes les impulsions sur l'ensemble du spectre, le mouvement propre de notre appareil est d'environ 1.700 coups/mn.

Nous avons établi le spectre de ce mouvement propre, en procédant à un enregistrement de 210 minutes. La figure 14 montre que, comme nous nous y attendions, le bruit de fond est surtout important dans les basses énergies.

Mais l'importance du mouvement propre réside dans le fait qu'il conditionne l'activité minima qu'il sera possible de mesurer avec une précision donnée dans un temps donné.

L'erreur sur la mesure de l'activité d'une source est fonction de l'erreur sur le nombre total de coups et de l'erreur sur le mouvement propre. Si l'activité du mouvement propre est très faible devant celle de la source, l'erreur faite sur le mouvement propre est négligeable; il n'en sera pas de même si l'activité de la source est faible. Le problème qui se posera sera celui de savoir quel sera le nombre de coups qu'il faudra compter pour obtenir une certaine précision. En définitive, le nombre de coups total à compter sera fonction du rapport de l'activité totale mesurée sur le mouvement propre.

Pour connaître dans tous les cas ce nombre d'impulsions totales nécessaire, il est commode de se reporter au diagramme de la figure 15 qui donne la relation entre la précision et le nombre d'impulsions numérées; on y trouve en ordonnée le pourcentage d'erreur sur l'échantillon, en abscisse et en haut le nombre de coups à dénombrer pour le mouvement propre, ce qui correspond aux courbes en traits épais, en abscisse et en bas le nombre de coups pour l'activité totale tandis que les traits obliques correspondent à des valeurs du rapport activité totale sur mouvement propre. On lira ainsi, en face de l'intersection d'une ligne r et d'une horizontale donnant la précision cherchée, le nombre de coups à numérer.

Prenons un exemple. La portion du spectre à étudier de E pour explorer entièrement la raie de 364 kev est:

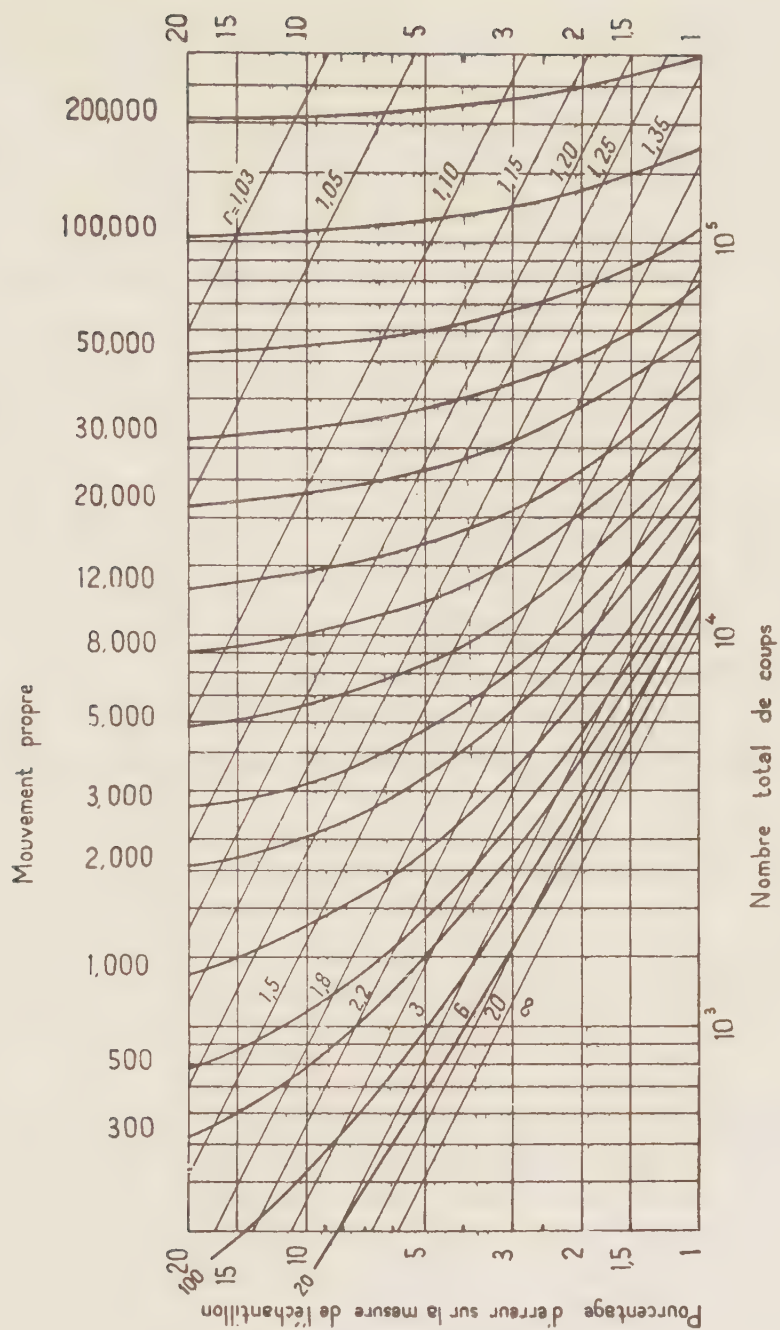


FIGURE 15 - Diagramme donnant la relation entre la précision d'une mesure et le nombre de coups numérés au total et pour le mouvement propre.

(d'après TUBIANA et DUTREIX)

$$dE = 1,7 \times \eta \times E \quad \begin{array}{l} \eta = \text{résolution du} \\ \text{détecteur} \\ E = \text{énergie du pic en Mev} \end{array}$$

soit $dE = 1,7 \times 0,104 \times 0,364 = 0,066 \text{ Mev ou } 66 \text{ kev}$

soit une largeur de 11 canaux, du 54^e au 64^e par exemple.

Le bruit de fond dans cette région du spectre est de 126 coups/mn.

Pour obtenir une précision sur la mesure de 2 %, on voit d'après le diagramme que, si l'activité au niveau du cou est de 882 impulsions/mn, le rapport $r = 7$ et il faudra dénombrer 4.900 impulsions, soit un temps de mesure de 5'30".

882 impulsions par minute correspondent, compte tenu de l'efficacité au pic de $0,405 \cdot 10^{-3}$, à l'activité de 0,84 microcurie, c'est à dire à une fixation thyroïdienne de 10 % chez un sujet auquel on a administré 8,5 microcuries d'iode 131.

Les activités cervicales que le détecteur aura à mesurer seront le plus souvent plus grande devant le mouvement propre et une précision de 1 à 2 % sera donc aisément obtenue.

Nous voyons d'ailleurs que, pour améliorer cette précision, on pourra soit diminuer le mouvement propre soit augmenter le temps de mesure.

Pour un mouvement propre donné, on ne pourra que modifier le temps de mesure; toutefois pour des raisons pratiques ce temps ne saurait être trop augmenté.

En conclusion : Si la spectrométrie n'est pas indispensable à une bonne installation de mesure, il semble qu'il faille choisir au moins une sonde avec un scintillateur de 2 pouces; la différence entre les efficacités de nos deux sondes est, nous l'avons vu, de 1 à 10. Une efficacité suffisante permettra ultérieurement d'envisager de réduire la dose à administrer, tout en conservant une excellente précision.

Outre son intérêt évident qui est de permettre de ne mesurer que le rayonnement direct émis par la source, la spectrométrie offre incidemment pour l'iode 131 l'avantage de se placer dans une bande d'énergie où le mouvement propre est nettement plus faible qu'aux énergies inférieures.

Une excellente stabilité de l'installation est également nécessaire; nous avons vu que la nôtre satisfaisait à cette condition.

Enfin l'erreur sur la mesure du temps sera nulle, en cas de comptage automatique, ou pratiquement nulle.

22) L'ETUDE DU BLINDAGE

Les auteurs, qui s'attachent à définir les conditions optima de la mesure de la fixation thyroïdienne de l'iode, insistent peu sur les raisons qui les ont amenés à choisir telle ou telle épaisseur de blindage.

Il peut paraître, en effet, évident que plus le blindage est important plus le détecteur sera protégé contre les sources parasites; il peut sembler également sage de choisir un blindage trop important plutôt qu'un blindage minimum.

Ainsi les épaisseurs de plomb généralement choisies pour protéger la sonde à scintillation varient de 2,5 à 5 cm, avec une certaine faveur pour cette dernière épaisseur. O.JALLUT utilise un blindage de 2,5 cm, G.JOYET 3,5 cm, TUBIANA, DUTREIX et BURAGGI 5 cm.

Nous avons nous-mêmes jusqu'à présent souscrit à cette préoccupation d'avoir un blindage largement suffisant, puisque, dans l'installation jusqu'alors utilisée, nous avons une protection minimum de 5 cm pour notre cristal.

En arrivant à l'utilisation de la spectrométrie, nous avons voulu voir si celle-ci ne nous permettait pas d'utiliser une épaisseur de plomb moindre.

En effet, l'inconvénient des blindages importants et largement calculés est d'entraîner une rapide augmentation du poids de l'installation.

Ce poids était d'une centaine de kilogs pour notre installation habituelle et nécessitait un support assez impressionnant associé à un mécanisme mermettant de mouvoir l'ensemble de détection. (figure 16)

Nous avons entrepris de déterminer quelle était l'épaisseur de plomb minima indispensable à un blindage satisfaisant, dans les conditions de la mesure en Spectrométrie.

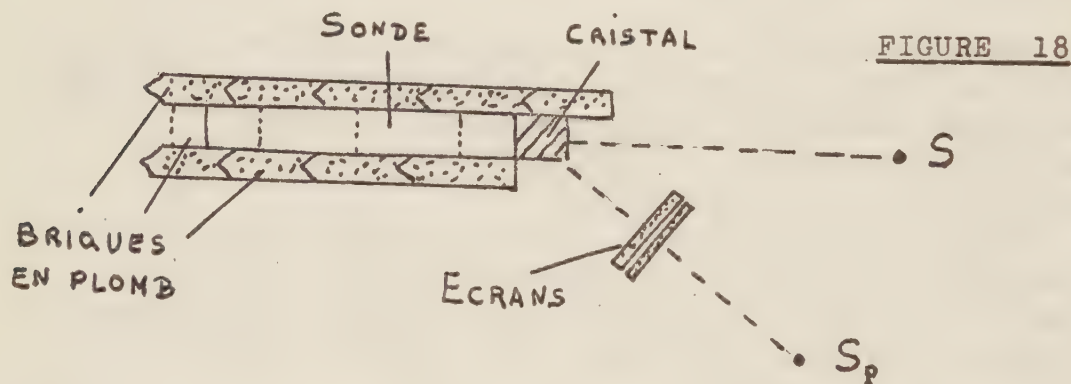
Etude pratique

Si le blindage finalement réalisé pour notre installation expérimentale est celui convenant à l'utilisation de l'iode 131, nous avons voulu également préciser ce que devait être ce blindage pour l'autre isotope de l'iode le plus utilisé, l'iode 132.

1. Le blindage nécessaire avec l'iode 131 :

Nous avons d'abord protégé notre sonde de tous côtés par un blindage fait de briques de plomb juxtaposées de 5 cm d'épaisseur, sauf dans une direction, ainsi que le montre la figure 18.

Nous avons, dans ces conditions de mesure, enregistré le spectre du mouvement propre, afin de le retrancher de toutes les mesures suivantes.



Nous avons placé une source S , constituée d'une capsule de $6 \mu\text{c}$, sur l'axe du détecteur, à 30 cm du cristal. Nous avons ensuite réalisé une source parasite S_p au moyen de 5 capsules du même lot, d'une activité globale^p de $30 \mu\text{c}$; cette source est placée à la même distance du cristal, mais latéralement de manière à ce que des écrans de plomb, interposés entre elle et le cristal, protègent complètement le cristal sans faire écran à la source S .

Nous avons procédé d'abord à l'enregistrement du spectre donné par la seule source S , la source S_p n'étant pas en place; nous avons ensuite enregistré le spectre^p donné par les deux sources S et S_p , aucun écran n'étant interposé entre le cristal et S_p .

Nous avons ensuite mis en place, comme l'indique

la figure, des écrans de plomb. Ces écrans avaient la forme de carrés de 10 x 10 cm et une épaisseur de 2,5 mm.

La mise en place successive de ces écrans nous a permis d'étudier l'influence d'un blindage d'épaisseur variant entre 5 et 25 mm de plomb.

Nous avons chaque fois relevé le spectre obtenu, et nous l'avons comparé au spectre donné par la seule source S, en recherchant l'épaisseur de blindage qui permettait de confondre le spectre de $S + S_p$ avec écran et celui de S, tout au moins dans la partie du spectre qui nous intéresse et qui est celle du pic principal de 364 kev, puisqu'il s'agit de travailler en spectrométrie.

Nous n'avons reporté sur la figure 19 que 4 spectres :

- le spectre (1) qui est celui de la source S seule,
- le spectre (2) qui est celui de $S + S_p$ sans écran,
- le spectre (3) obtenu en interposant^p dans les mêmes conditions un écran de 5 mm entre le cristal et S_p ,
- le spectre (4) obtenu en interposant 20 mm de plomb entre le cristal et S_p .

Nous constatons que le spectre (4) présente encore par rapport au spectre (1), de S seule, un rayonnement diffusé un peu plus important, mais que les deux courbes sont superposées au pic de 364 kev, et cela rigoureusement du 53ème au 68ème canal.

Dans cet intervalle de 16 canaux, soit $16 \times 6 = 96$ kev, nous pouvons considérer le blindage de 20 mm comme nécessaire et suffisant.

Or, nous avons vu que la portion d'E du spectre à considérer pour explorer entièrement la raie était de 66 kev.

Nous pouvons donc nous satisfaire parfaitement de ce que cette coïncidence des spectres se fasse sur une largeur de 96 kev.

Pour nos conditions de mesure, nous avons donc retenu, pour l'exploration par l'iode 131, un blindage de 2 cm d'épaisseur.

Le dessin du blindage est ensuite chose facile; il suffit de définir celui-ci de façon à ce que tout photon gamma, pénétrant sous quelque incidence que ce soit en un point quelconque du cristal, ait préalablement traversé une épaisseur de plomb de 2 cm.

En fait, la jonction du corps de notre blindage et du collimateur ayant nécessité l'utilisation d'épaisseurs notables d'acier, nous avons ramené ces épaisseurs à l'épaisseur équivalente de plomb; l'équivalence d'une épaisseur de plomb de 2 cm est partout largement réalisée.

Vers l'arrière, nous n'avons assuré un tel blindage que jusqu'à un angle de 140° . L'appareil devant être utilisé, le malade assis, soit horizontalement pour une mesure au niveau du cou, soit verticalement pour une mesure au niveau de la cuisse par exemple, 140° représente, dans les positions extrêmes, l'incidence la plus grande que puissent avoir les photons incidents provenant d'une autre partie de l'organisme par rapport au cristal.

Nous avons voulu toutefois vérifier quel était le taux de comptage à l'arrière de la sonde, à l'axe de celle-ci. Nous avons placé une source à 5 cm de la face postérieure de la sonde; nous avons ensuite placé la même source en avant du cristal, de sorte que la distance par rapport aux faces du cristal soit la même dans les deux cas.

Dans ces conditions, le taux de comptage en arrière de l'appareil est $13,5 \pm 0,15 \%$ de ce qu'il serait en avant du cristal; ce chiffre correspond de façon satisfaisante aux normes admises de 15 %.

Encore faut-il noter qu'en s'éloignant de l'axe, à l'arrière du détecteur, les valeurs seront rapidement inférieures à ce pourcentage, car la gaine d'acier qui entoure la sonde constitue un certain blindage. Enfin, aucune source ne doit, dans des conditions normales, se trouver dans cette région.

Le schéma de l'ensemble détecteur collimateur est représenté à la figure 20 .

2. Le blindage nécessaire avec l'iode 132 :

Nous avons également voulu, de la même façon, préciser quel aurait été le blindage nécessaire pour l'exploration fonctionnelle avec l'iode 132.

Nous avons utilisé le même dispositif que précédemment; les deux sources S et S_p avaient chacune une activité de 60 μ c au début de la mesure.

Nous avons interposé successivement entre la source parasite

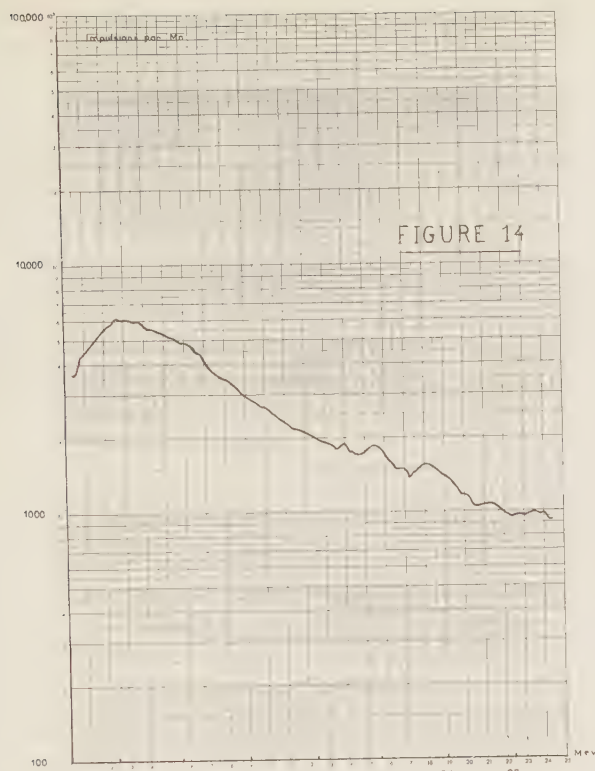


FIGURE 14

FIG. 14 - SPECTRE DU MOUVEMENT PROPRE
DE NOTRE SPECTROMÈTRE
TEMPS DE MESURE = 210 MINUTES

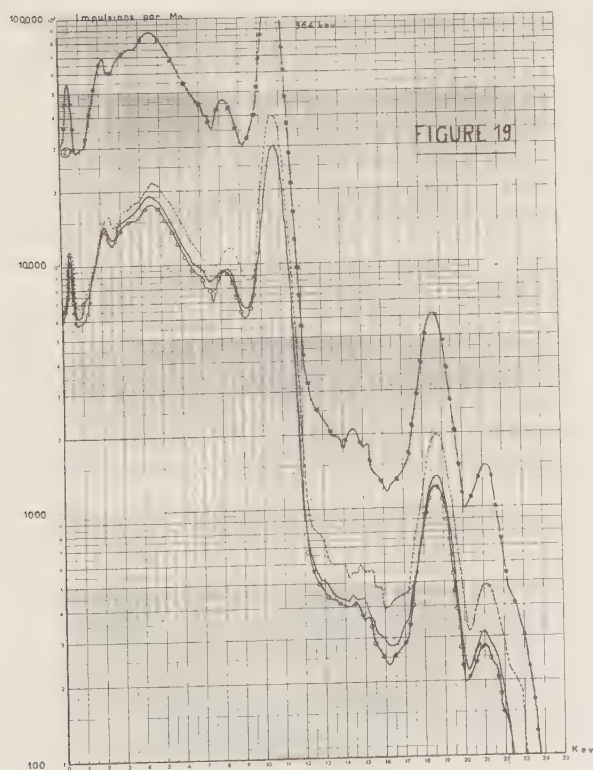


FIGURE 19

FIG. 19 - RECHERCHE DU BLINDAGE POUR L'I 131

—●— SOURCE D'I 131 + SOURCE PARASITE
- - - - - " " + ECRAN DE 0,5 CM DE PLOMB
— — — " " " 2 CM " "
—○— SOURCE D'I 131 SEULE

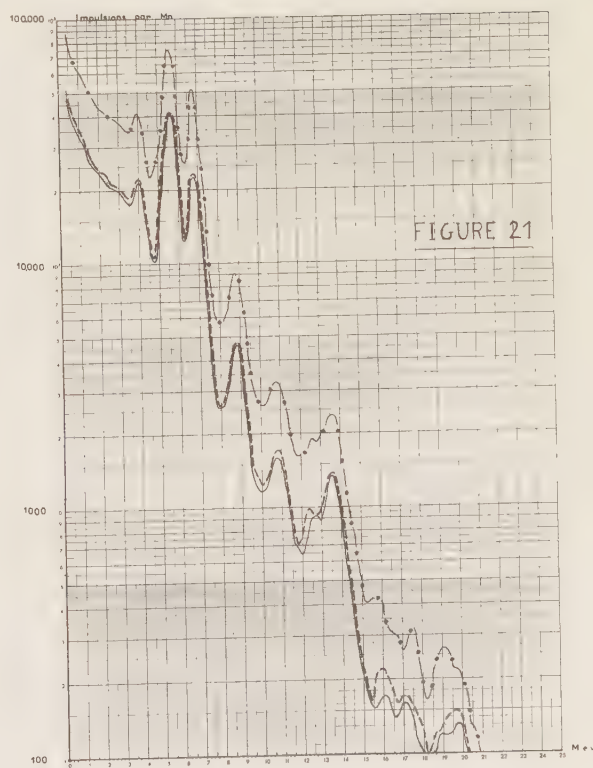


FIGURE 21

FIG. 21 - RECHERCHE DU BLINDAGE POUR L'I 132

—●— SOURCE D'I 132 + SOURCE PARASITE D'I 132
- - - - - " " " AVEC ECRAN DE 5 CM DE PLOMB
— — — " " " SEULE

et le cristal des épaisseurs de plomb de 3, 4 et 5 cm.

Nous avons là encore comparé chaque fois le spectre obtenu à celui de la source S seule.

La courte période de l'iode 132 nous a obligé à noter chaque fois soigneusement l'heure de la mesure et à multiplier le nombre d'impulsions dans chaque canal par un facteur corrigeant la décroissance de l'activité.

Sur la figure 21, nous n'avons, pour des raisons de clarté, reporté que:

- le spectre (1) obtenu avec la source S seule,
- le spectre (2) obtenu avec la source S plus la source parasite S_p sans écran interposé,
- le spectre (3) obtenu en interposant un écran de 5 cm de plomb entre S_p et le cristal.

Cette courbe (3) n'est en aucun point vraiment confondue avec la courbe (1), même aux pics de 670, 780 ou 960 kev, où elles sont le plus voisines.

Il semble donc qu'une épaisseur de plomb de 5 cm soit légèrement insuffisante, et nous conseillerions un blindage de 6 cm de plomb.

Il est à noter également qu'il n'y a pas ici de pic favorisé, permettant de choisir un blindage minimum à condition de se placer à son niveau.

En conclusion : L'épaisseur du blindage ne doit en aucun cas être insuffisante de manière à ce que la mesure puisse être faussée.

Mais nous avons voulu déterminer quelle était le blindage minimum nous permettant de demeurer dans ces conditions de sécurité absolue.

Nous avons vu à ce propos l'intérêt tout particulier offert par la spectrométrie dans la mesure de l'iode 131.

Le choix d'un blindage ne peut être standardisé, et, si nous avons retenu des blindages de 2 et 6 cm pour l'I 131 et l'I 132, chaque opérateur doit s'efforcer de déterminer de la même façon l'importance que son blindage doit avoir.

32) LA COLLIMATION

Le but de la collimation va consister à éliminer au maximum le rayonnement d'origine extra-thyroïdienne, tout en n'altérant pas les conditions de la mesure au niveau de la thyroïde.

Pour répondre à cette exigence et obtenir une collimation satisfaisante, il conviendra de :

- définir les dimensions du champ de vision du collimateur;
- faire en sorte que le comptage d'une source, située en un point quelconque intérieur à ce champ, soit aussi constant que possible;
- faire en sorte également que le comptage d'une source, située hors des limites du champ, soit très rapidement négligeable.

1/ Les Dimensions du Champ de Vision

Si le champ de vision est la portion d'espace délimitée en avant par le prolongement des faces internes du collimateur, nous étudierons plus volontiers la surface définie sur un pla perpendiculaire à l'axe de l'appareil et situé à une distance du cristal égale à la distance de mesure habituelle.

Ses dimensions doivent satisfaire, autant que faire se peut, à deux impératifs opposés:

- . le champ devrait être aussi réduit que possible de sorte que, la thyroïde y étant entièrement comprise, l'activité extra-thyroïdienne mesurée soit minima;
- . il doit d'autre part être suffisamment grand pour englober totalement les goitres les plus volumineux.



FIGURE 17 : Vue de profil du détecteur à cristal de un pouce, dans son blindage, avec le collimateur usuel en place.

Au premier plan : le collimateur pour enfant, à gauche, et le collimateur à champ large; à côté le fantôme du cou et une thyroïde en verre.



FIGURE 16 : Ancienne installation de mesure pour le test à l'iode radioactif.

Au fond : l'intégrateur

Si une thyroïde normale, de dimensions moyennes, peut être inscrite dans un champ circulaire de 9 à 10 cm de diamètre, la plupart des auteurs utilisent des collimateurs à champs de vision plus importants.

Nous avons relevé chez quelques auteurs les champs de vision utilisés :

DUTREIX et BURAGGI	:	champ carré de 10 x 10 cm
Consultants' Meeting of International Atomic Energy Agency	:	champ circulaire d'un diamètre de 12 à 15 cm.
HINE, BURROWS et ROSS	:	champ circulaire de 14 cm de diamètre.
JOYET	:	champ rectangulaire de 14 x 12 cm
M.BRUCER	:	champ circulaire d'environ 15 cm de diamètre (6 inches)
SWYNGEDAUF et Coll.	:	champ de 12 x 12 cm
O.JALLUT	:	champ circulaire de 14 cm de diamètre
TUBIANA (1958)	:	champ de 10 x 10 cm.

Nous n'avons pas trouvé chez ces auteurs les dimensions éventuellement définies pour un collimateur pour enfant à champ plus étroit.

Jusqu'alors au Laboratoire de Physique Médicale de LYON, trois collimateurs étaient utilisés (figure 17).

- Le collimateur habituel pour adulte avait une longueur totale de 41 cm, pour une longueur extérieure au corps du blindage de 31 cm, de sorte que sa partie la plus antérieure était à quelques mm du cou du malade . Pour cette raison ses bords antérieurs étaient légèrement échancrés, et la face inférieure était plus courte de 4 cm. Les faces supérieure et inférieure portaient un blindage de 1 cm de plomb; les faces latérales n'étaient pas blindées.

Le champ de ce collimateur était de 15 x 7 cm.

- La largeur de ce champ, convenable pour des thyroïdes peu augmentées de volume, se révélait à l'expérience trop faible pour des hypertrophies importantes. Pour les mesures à effectuer dans ces derniers cas, un collimateur à champ plus large était utilisé.

Très peu encombrant cette fois, puisqu'il ne dépassait le corps du blindage que de 0,5 cm, il offrait un champ de 20 x 12 cm.

Si la longueur de ce champ était très importante - ce qui ne présentait que peu d'inconvénients, tout au moins au niveau du cou -, la largeur de 12 cm était plus convenable; toutes réserves devaient être faites évidemment sur l'importance de la pénombre dont nous aurons à reparler.

- Enfin, un troisième collimateur pour enfant était employé, de 25,5 cm de longueur totale, aux bords antérieurs légèrement échancrés, il définissait un champ de 95 x 40 mm.

Nous avons voulu pour notre installation de mesure définir un collimateur qui ne présente pas certains défauts de ses prédécesseurs.

Pour notre collimateur adulte, nous avons choisi un champ de 15 x 12 cm.

Une largeur du champ de 12 cm nous semblait nécessaire, après l'expérience des précédents localisateurs, pour éviter de ne pas voir complètement les goitres importants.

En ce qui concerne la longueur, nous avons repris la valeur de 15 cm, précédemment utilisée. Cette dimension, à condition qu'elle soit suffisante dans les cas extrêmes, a sans doute une importance un peu moins grande que la première.

Quant au nouveau localisateur pour enfant projeté, il conservera le même champ de 95 x 40 mm qui ne nous a pas posé de problèmes en ce qui concerne ses dimensions.

2/ La Recherche d'un Champ "uniforme"

En second lieu, le fait d'un bon collimateur est de permettre que le taux de comptage soit le plus constant possible pour une source ponctuelle située en n'importe quel point du champ.

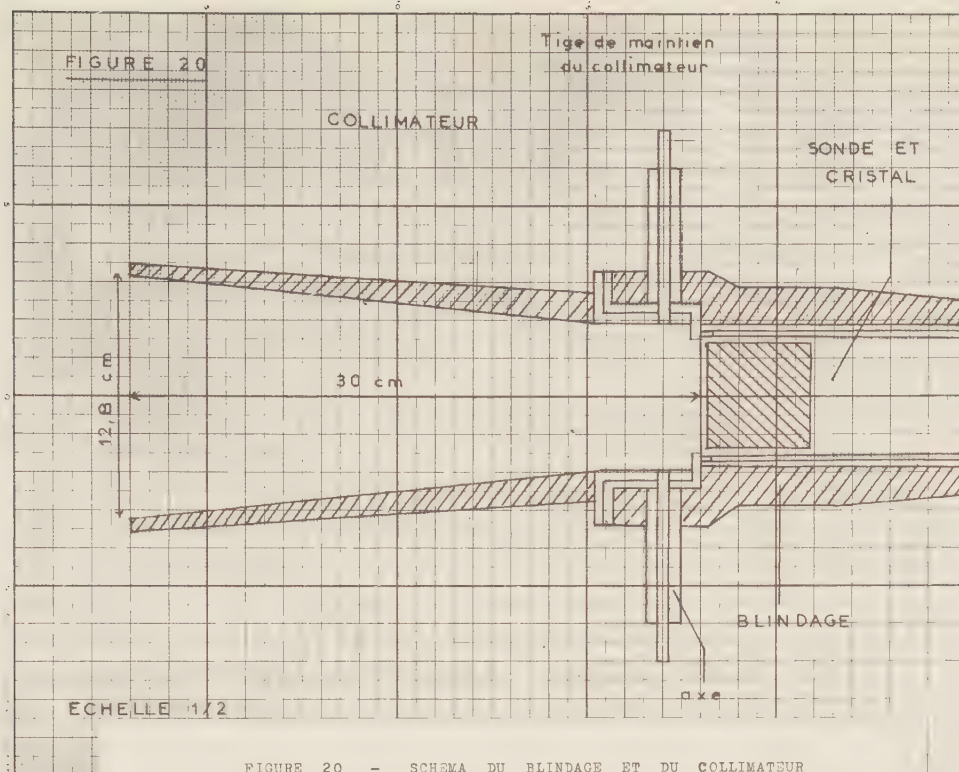


FIGURE 20 - SCHEMA DU BLINDAGE ET DU COLLIMATEUR
UTILISES POUR NOTRE SONDE A CRISTAL DE
DEUX POUCES

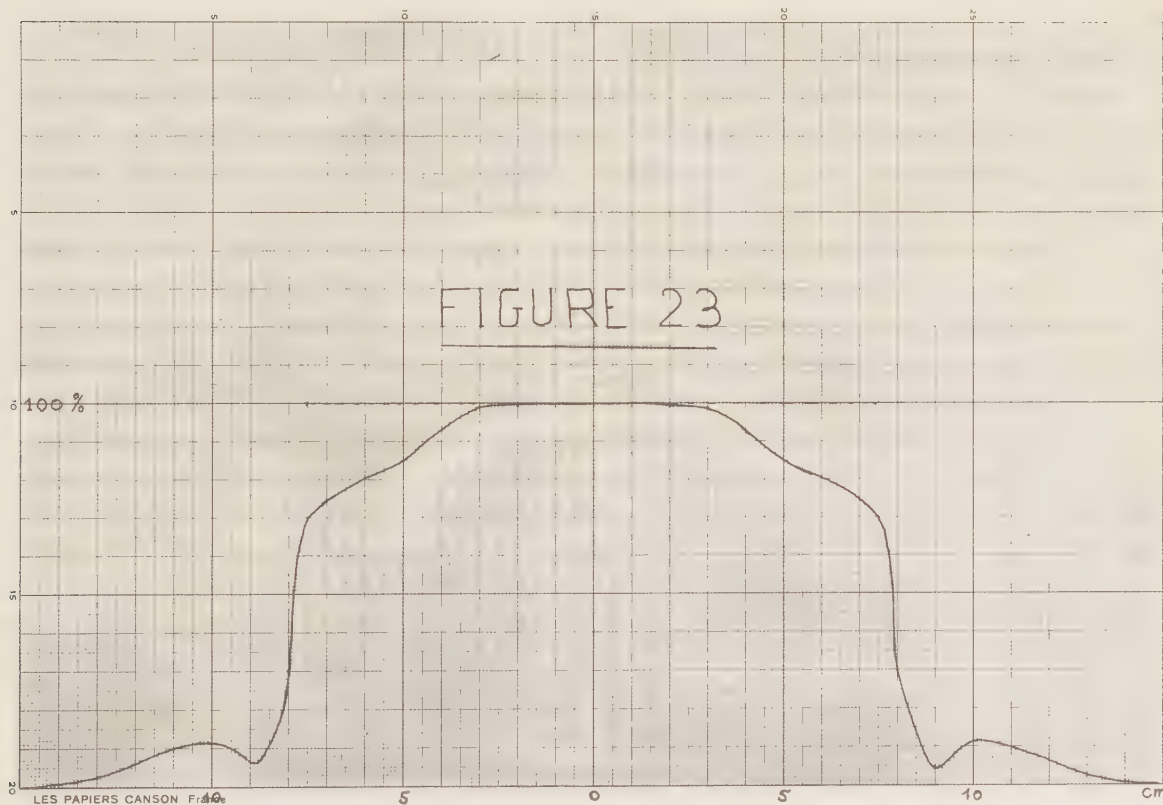


FIGURE 23 - DECREMENT DE L'ACTIVITE EN S'ELOIGNANT DE
L'AXE SELON LA GRANDE DIMENSION DU CHAMP DU
COLLIMATEUR A CHAMP ETROIT
DISTANCE DE MESURE : 40 CM

Cette constance ne pourra être totale, car, lorsqu'on éloigne cette source de l'axe du détecteur dans un plan horizontal, la distance source-cristal augmente.

Si d_1 est la distance cristal-source placée sur l'axe, et si cette source est déplacée horizontalement à une distance x de l'axe, la nouvelle distance de mesure d_2 sera:

$$d_2 = \sqrt{d_1^2 + x^2}$$

Les taux de comptage N_1 et N_2 seront alors, d'après la loi de l'inverse carré de la distance :

$$\frac{N_1}{N_2} = \frac{d_1^2 + x^2}{d_1^2}$$

Notre condition de la constance de la mesure à l'intérieur du champ devient l'exigence que les variations du taux de comptage restent de l'ordre des seules variations dues à ce facteur distance, variations qui sont inévitables.

Toute baisse plus importante dans le champ, due à une caractéristique quelconque du collimateur, rendrait imprécise la mesure d'une source étendue comme la thyroïde.

Ceci est tellement vrai que certains auteurs, comme les membres du Consultants' Meeting de 1960 réuni par l'International Atomic Energy Agency, ont pu à juste titre définir le champ de vision d'un collimateur, non par le tracé géométrique habituel, mais comme étant la région à l'intérieure de laquelle le comptage d'une source ponctuelle ne doit pas descendre au dessous de 90 % de la valeur trouvée sur l'axe.

Inversement, on se rend compte que, le champ étant préalablement défini, cette condition doit être facilement remplie si seule l'augmentation de la distance source - cristal fait varier le taux de comptage.

Ainsi, pour une distance de mesure de 40 cm à l'axe, et un champ tel que les points les plus éloignés de l'axe à l'intérieur de celui-ci en soient distants de 9,5 cm, comme c'est le cas pour notre champ de 15 x 12 cm, le rapport des taux de comptage le plus défavorable serait :

$$\frac{N_{9,5 \text{ cm}}}{N_{\text{axe}}} = \frac{(40)^2}{(40)^2 + (9,5)^2} = 94,5 \%$$

Nous voyons d'ailleurs incidemment que la distance de mesure à laquelle on se place intervient directement dans cette constance du taux de comptage à l'intérieur du champ, et que par conséquent cette distance ne devra pas être trop courte. Dans les mêmes conditions, ce rapport serait de 96,5 % pour une distance de 50 cm, mais de 90,7 % pour une distance de 30 cm.

Le seul moyen pour un opérateur de s'assurer que le collimateur qu'il utilise, ou qu'il s'emploie à définir, satisfait à ces conditions est de déplacer effectivement, à l'intérieur du champ, une source ponctuelle, en vérifiant d'une part que le taux de comptage ne descend pas en dessous de 90 %, et d'autre part que le champ en question ne présente aucune dissymétrie.

Etude pratique

Nous avons étudié, en premier lieu, les collimateurs jusque là utilisés afin de voir quels défauts ils pouvaient présenter et en tirer d'éventuels enseignements.

1. Nous nous sommes d'abord occupés du collimateur adulte à champ étroit.

Nous avons donc utilisé comme source ponctuelle une capsule d'iode 131 de 50 μ c. Nous l'avons déplacée de cm en cm dans tout le champ théorique, et nous avons calculé chaque fois quel pourcentage du taux de comptage sur l'axe nous obtenions chaque fois.

Nous avons reporté ces résultats sur la figure 22 . Nous avons également représenté sur les figures 23 et 24 . les courbes de variations du taux de comptage selon les axes de la longueur et de la largeur.

Nous constatons :

- d'abord que les chiffres enregistrés à la périphérie du champ sont beaucoup trop faibles.

Le "champ 90 %", à l'intérieur duquel les chiffres obtenus restent égaux ou supérieurs à 90 %, se ramène en fait à un rectangle d'environ 9 x 6 cm.

- ensuite qu'il existe une légère asymétrie de la courbe de la figure 24 représentative des variations du comptage dans l'axe de la largeur, selon que la source se déplace vers le cou ou vers le thorax.

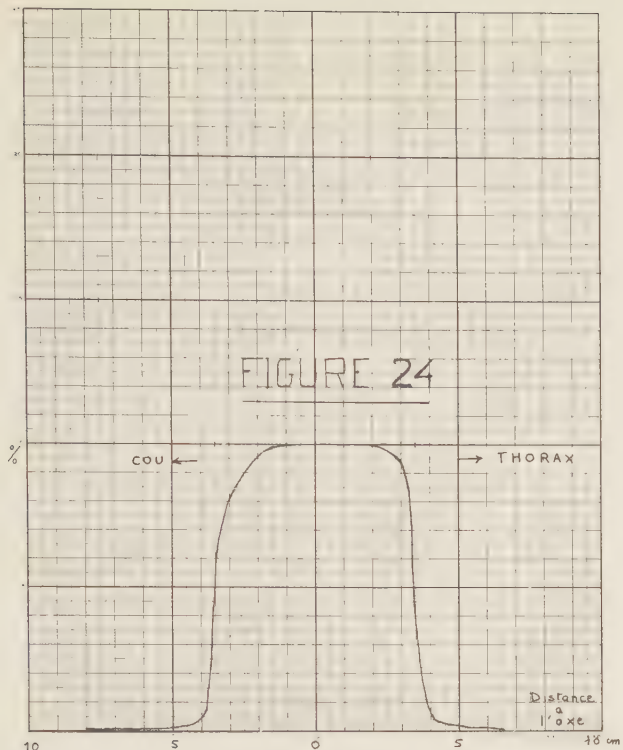


FIG. 24 - DECROISSANCE DE L'ACTIVITE MESUREE, SELON LA PETITE DIMENSION DU COLLIMATEUR A CHAMP ETROIT

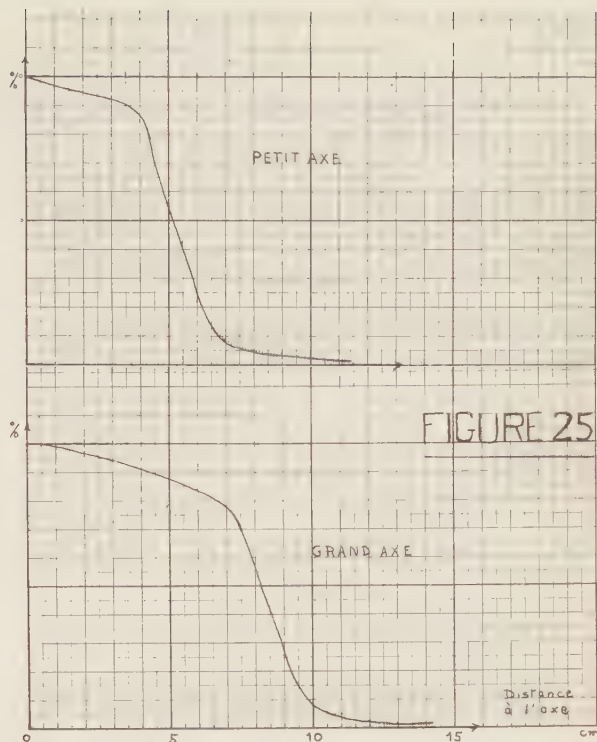


FIG. 25 - DECROISSANCE DE L'ACTIVITE MESUREE SELON LES AXES DU COLLIMATEUR A CHAMP LARGE

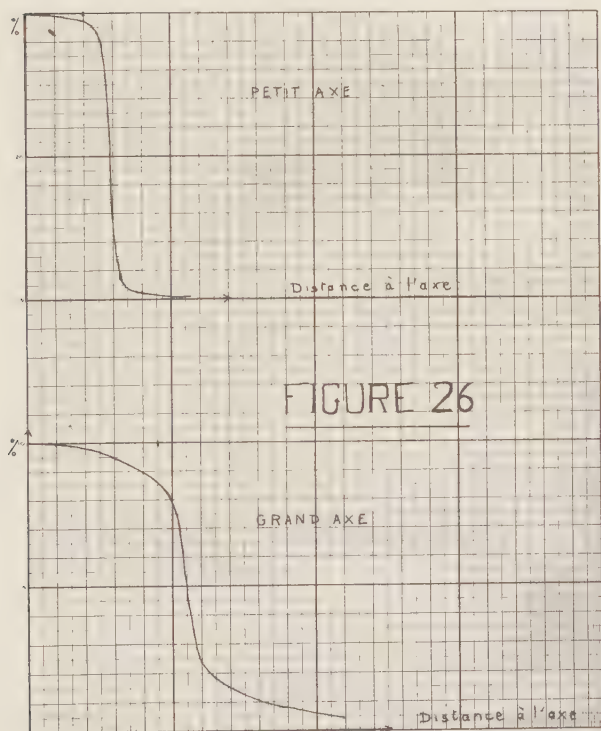


FIG. 26 - DECROISSANCE DE L'ACTIVITE MESUREE, SELON LES AXES DU COLLIMATEUR POUR ENFANT

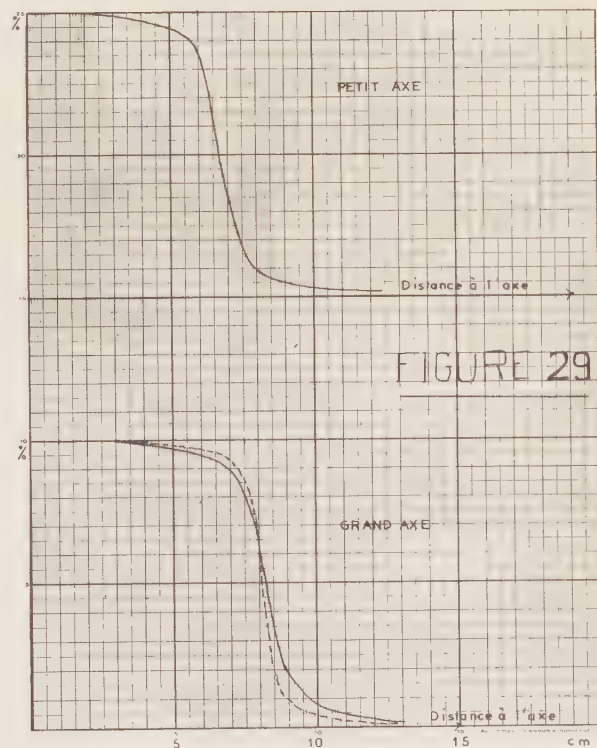


FIG. 29 - DECROISSANCE DE L'ACTIVITE MESUREE, SELON LES AXES DU NOUVEAU COLLIMATEUR. EN POINTILLE, SUR LE GRAND AXE : MESURE SPECTROMETRIQUE AU PIC DE 364 KEV DE L'I¹³¹

- enfin que la figure 23 montre une légère remontée du taux de comptage, au delà des limites du champ de vision, qui atteint 11 %.

Il apparait donc que ce collimateur est loin d'être parfait.

En premier lieu, les dimensions 9 x 6 cm du champ 90 % sont certainement très insuffisantes dès qu'il s'agit d'effectuer une mesure sur une thyroïde quelque peu augmentée de volume. Le taux de fixation mesuré est alors inférieur à la normale, les dimensions du fantôme ne variant pas. Il semble que l'on puisse attribuer cette défectuosité à un vice de construction au niveau de la jonction de la partie pyramidale du collimateur avec sa base cylindrique; un léger chevauchement existant au niveau des faces internes, le champ est en réalité plus petit que prévu.

L'asymétrie que nous avons signalée provient, elle, de ce que la face inférieure du collimateur est plus courte que sa face supérieure; les points situés à la limite du champ du côté du thorax "voient" donc ainsi le cristal sous un angle solide plus grand que ceux situés à la limite supérieure du champ.

Enfin, la légère remontée de l'activité mesurée latéralement, 2 à 3 cm au delà du champ de vision, provient de ce que notre système optique, permettant le réglage précis de la distance de mesure, a nécessité le percement dans les parois latérales du collimateur de 2 fenêtres de 2 x 2 cm permettant le passage d'un faisceau lumineux.

2. Les figures 25 et 26 montrent les courbes obtenues pour le collimateur à champ large et pour le collimateur pour enfant.

Le premier dont le champ théorique est de 20 x 12 cm offre un champ 90 % de 9,5 x 7 cm.

Pour le second, ce même champ 90 % est de 8 x 5 cm, dimensions qui se rapprochent des dimensions théoriques de 9 x 4 cm.

3. Pour notre nouveau collimateur, nous nous sommes efforcés d'éviter ces causes d'erreur.

Comme il nous a été possible de le choisir plus court, nous n'avons pas été obligés de donner à ses faces des longueurs

différentes.

Nous avons veillé à ce que le dessin intérieur n'entraîne aucune pénombre intérieure au champ que nous **avons défini**. Nous avons pu également renoncé au percement des fenêtres latérales.

La figure 27 montre que les variations du taux de comptage à l'intérieur d'un champ de 15 x 12 cm sont très satisfaisantes, puisque notre champ 90 % coïncide presque avec ces dimensions; il est de 14,5 x 11 cm en moyenne.

La superposition à ce champ 90 % d'une silhouette schématisée de thyroïde normale montre que la quasi-totalité de celle-ci se trouve dans la zone 100 ou 99 %. Si l'on considère que la fixation est maxima au niveau de l'isthme et que l'erreur sur le 1/4 ou le 1/3 de la glande est inférieure ou égale à 1 %, l'erreur ainsi commise sur l'ensemble de la mesure ne doit pas dépasser 0,2 à 0,3 %. De plus, sauf cas d'hypertrophie thyroïdienne importante, cette erreur doit être compensée pratiquement totalement par l'erreur identique commise lors de la mesure sur le fantôme.

3/ Le problème de la pénombre

En troisième lieu, la forme, la longueur du collimateur vont déterminer à la périphérie du champ de vision les zones d'ombre et de pénombre, qui existent puisque le cristal a un certain diamètre S1 - S2 (figure 28).

Le segment BB' représente le champ de vision proprement dit. Puis de B à C s'étend la zone de pénombre géométrique. De C à D ensuite s'étend la zone de pénombre de transmission. En effet, le blindage du collimateur a été calculé pour que, par exemple, tout point extérieur au champ de vision soit "vu" par le cristal sous 2 cm de plomb. Mais le long du segment CD, un point C' sera "vu" par le cristal à travers une épaisseur de plomb inférieure à 2 cm; l'ensemble de ces points constituent la pénombre de transmission. Enfin, au delà de D s'étend la zone d'ombre.

Nous voyons sur la figure 28 qu'il est aisé de calculer la longueur à donner à un collimateur en fonction de la largeur de la zone de pénombre désirée.

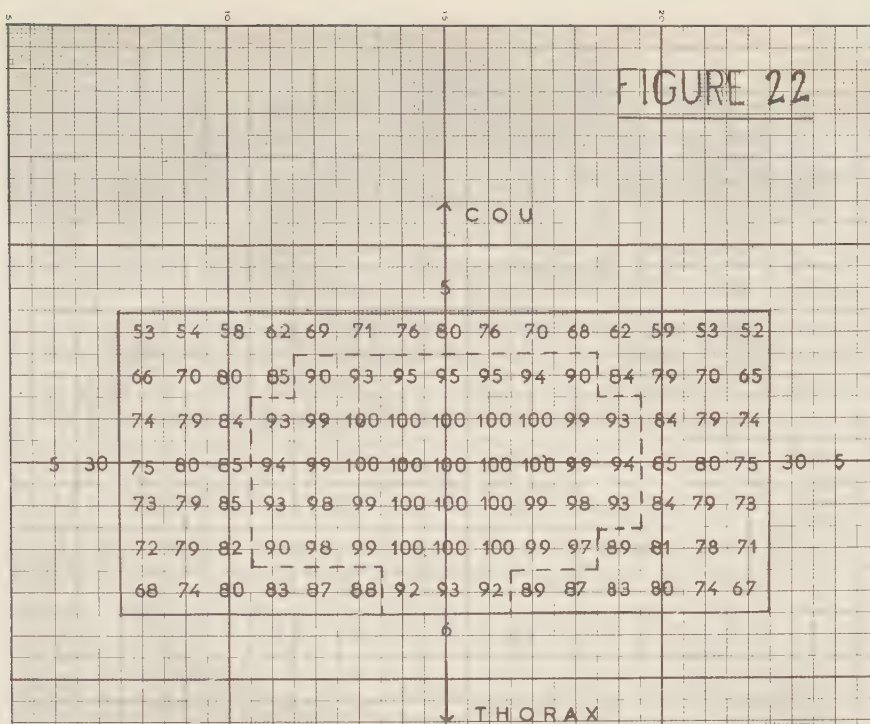


FIGURE 22 - POURCENTAGES DE L'ACTIVITE MESUREE A L'AXE
POUR UNE SOURCE SE DEPLACANT DANS LE CHAMP
DE VISION DU COLLIMATEUR A CHAMP ETROIT
EN POINTILLE : LA ZONE "90 %"

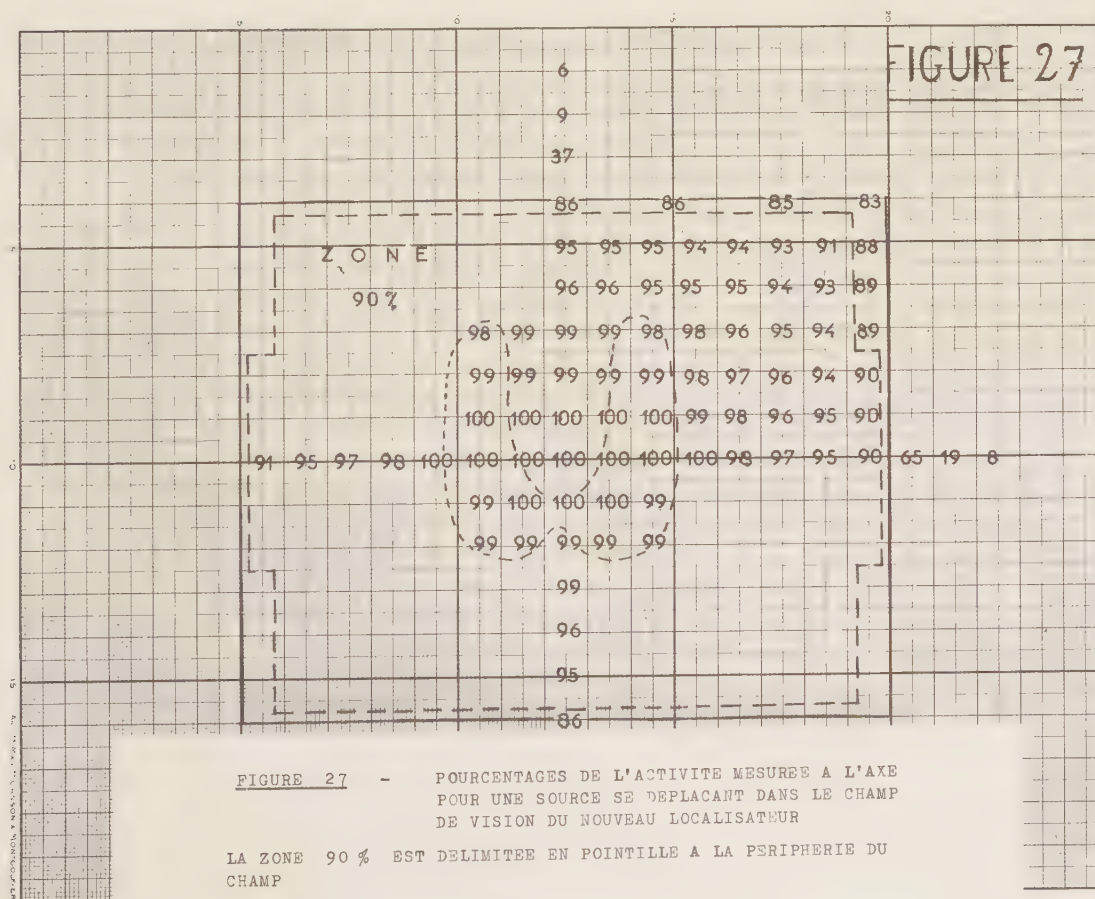


FIGURE 27 - POURCENTAGES DE L'ACTIVITE MESUREE A L'AXE
POUR UNE SOURCE SE DEPLACANT DANS LE CHAMP
DE VISION DU NOUVEAU LOCALISATEUR
LA ZONE 90 % EST DELIMITEE EN POINTILLE A LA PERIPHERIE DU
CHAMP

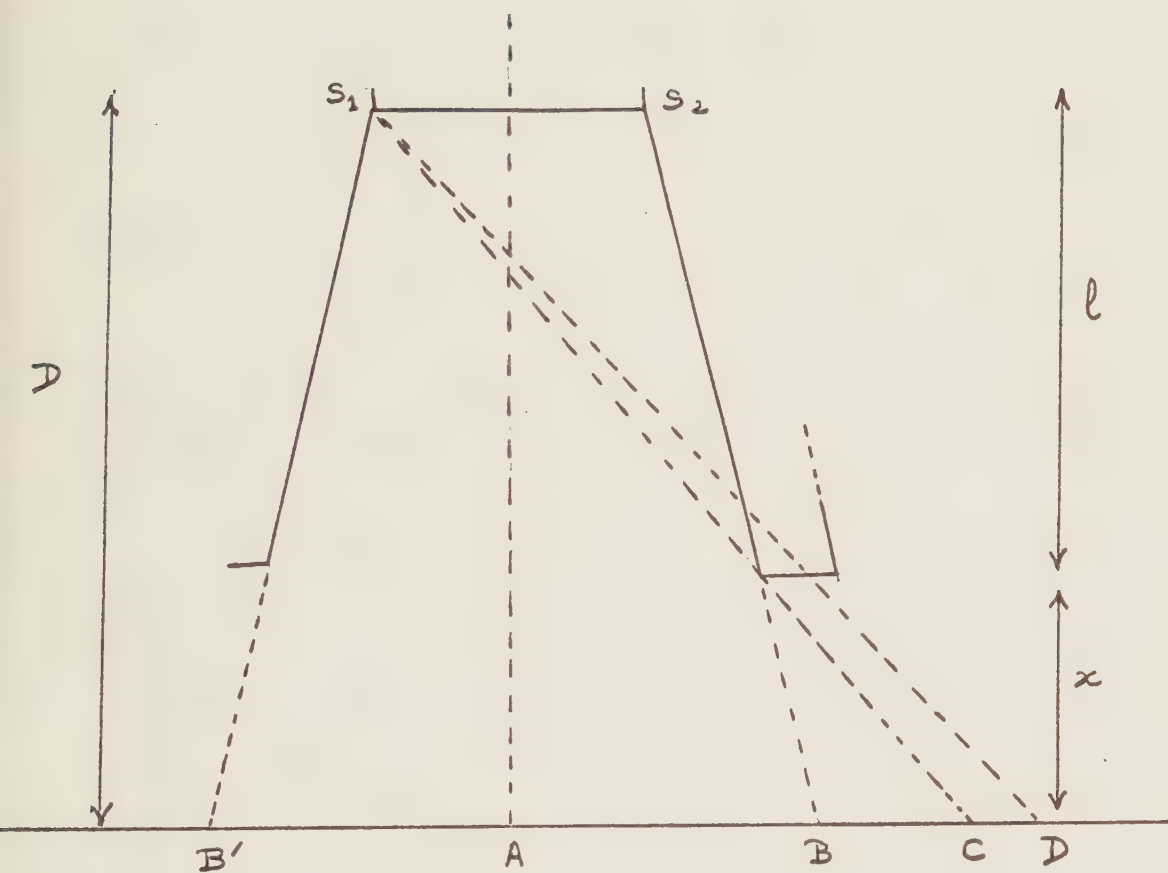


FIGURE 28 -

Schéma du champ de vision, de la pénombre géométrique, de la pénombre de transmission et de la zone d'ombre d'un collimateur.

Si l est la longueur du collimateur, et X la distance bord antérieur - cou, la considération des triangles semblables S_1OS_2 et BOC nous montre que :

$$l = \frac{S_1S_2 \times X}{BC}$$

Si nous appelons D la distance de mesure cristal - cou, $X = D - l$, et :

$$l = \frac{S_1S_2 (D - l)}{BC} \quad \text{d'où :} \quad l = \frac{S_1S_2 \times D}{BC + S_1S_2}$$

de sorte que l'importance de la pénombre est inversement proportionnelle à la longueur du collimateur.

Or, il est évident qu'un collimateur utilisé dans la mesure de la fixation thyroïdienne de l'iode radioactif doit être tel que le taux de comptage diminue très rapidement au delà des limites du champ de vision, c'est à dire que la pénombre doit être la plus petite possible.

Par conséquent, pour un système de mesure n'utilisant pas un procédé complémentaire de collimation, tel qu'un diaphragme, la longueur du collimateur devra être calculée en fonction du champ, de la taille du cristal et de la distance de mesure; cette longueur ne devra en aucun cas être trop courte.

Ainsi, notre collimateur à champ large ne peut être considéré comme satisfaisant.

A ce propos, l'utilisation d'un diaphragme situé en avant du cou, près de celui-ci, est parfaitement valable et garantit une zone de pénombre peu étendue, à condition que son épaisseur soit suffisante.

Toutefois, l'adjonction d'un diaphragme à l'ensemble de comptage, avec le poids supplémentaire que cela suppose et la complexité plus grande de l'installation, ne semble pas contrebalancer favorablement l'allègement obtenu au niveau de l'ensemble détecteur - collimateur; de toutes façons un collimateur suffisamment long et aux parois suffisamment blindées doit permettre d'obtenir des résultats aussi bons.

Pour déterminer la zone maxima de pénombre admissible pour notre collimateur, nous avons repris les normes données par l'Assemblée de 1960 de L'Agence Internationale de l'Energie Atomique.

Ces normes sont les suivantes : quand la distance axe du détecteur - limites du champ augmente de 20 %, le taux de comptage doit descendre au dessous de 50 %; quand cette distance augmente de 20 autres %, ce taux ne doit pas dépasser 5 %.

Etude pratique

a. Nous avons d'abord voulu apprécier de façon pratique l'influence du collimateur sur la mesure effective du taux de fixation chez les malades.

Nous avons ainsi comparé les résultats obtenus avec nos deux collimateurs, à champ étroit et à champ large.

Cette comparaison chez 35 malades venus au laboratoire, et pour lesquels une mesure fut effectuée avec chaque collimateur successivement au niveau du cou, de la cuisse et sur le fantôme, nous a montré un taux de fixation plus élevé en moyenne de 4,2 % (en % de fixation) avec le collimateur à champ large qu'avec celui à champ étroit.

Dans les cas d'hypertrophie thyroïdienne importante, ce taux pouvait être supérieur de 10 à 12 %.

b. Nous nous sommes ensuite attachés à déterminer la longueur à donner à notre collimateur en fonction des conditions que nous avons examinées précédemment.

Pour cela, si l est la distance axe-bord du collimateur, selon l'axe de la largeur, la zone de pénombre devra être comprise entre l et $1,4 l$; sa largeur devra donc être :

$$0,4 \times 6 \text{ cm} = 2,4 \text{ cm}$$

Dans l'expression de la longueur du collimateur $l = \frac{S_1 S_2 \times D}{BC + S_1 S_2}$,

nous connaissons: $S_1 S_2 = 5,1 \text{ cm}$ (2 pouces)

$D = 40 \text{ cm}$ (distance de mesure choisie)

et $BC = 2,4 \text{ cm}$.

Nous trouvons $l = 28 \text{ cm}$.

Nous avons choisi une longueur de 30 cm pour notre collimateur.

De la même façon, pour un collimateur pour enfant de champ $9,5 \times 4 \text{ cm}$, en opérant à une distance de 27,5 cm, la longueur convenable serait 23,8 soit 24 cm.

c. En ce qui concerne la question du blindage de l'instrument, nous l'avons dessiné de façon à ce que, comme pour le blindage du détecteur, un photon gamma, quelle que soit son incidence, ne parvienne au cristal qu'après avoir traversé 2 cm de plomb.

Les faces latérales des collimateurs précédents n'avaient pas été blindées. Il nous a semblé qu'un tel blindage était nécessaire.

Au niveau du cou, les seules sources parasites latérales sont constituées par les épaules du sujet; cette activité parasite est sans doute faible, mais elle peut ne pas être négligeable dans le cas d'un sujet myxoedémateux pour lequel l'essentiel de l'iode ingéré se trouve dans le sang circulant et les espaces extra-cellulaires.

En second lieu, pour un opérateur pratiquant la "correction cuisse" pour la correction de l'activité cervicale extra-thyroïdienne, la mesure faite au niveau de la cuisse pourrait être faussée par l'activité de l'autre cuisse, en cas d'absence de blindage latéral.

d. Notre collimateur étant réalisé, nous avons vérifié que la décroissance du comptage au delà des limites du champ était bien telle que nous l'avions prévue.

Pour la grande dimension du champ, quand la distance augmente de 20 %, soit à 9 cm de l'axe, l'activité mesurée est de 19 %, soit effectivement bien moins de 50 %. A 10,5 cm, elle n'est plus que de 5 %, ce qui correspond juste aux normes que nous nous sommes imposés.

Pour la petite dimension, les chiffres respectifs sont de 28 % et 6,5 %.

Encore faut-il remarquer que lorsque la distance axe - bords du champ augmente, les quelques % encore mesurés sont pour une bonne part constitués de rayonnement diffusé.

Le tracé en pointillé de la figure 29 montre que, si les courbes sont réalisées, non plus en comparant les taux globaux de comptage sans tenir compte de leur énergie, mais en mesurant uniquement l'activité au pic de 364 kev de l'I 131, les résultats sont encore plus satisfaisants. Sur la grande dimension par exemple, le chiffre obtenu à 9 cm est de 8,5 % au lieu de 19 %, et, à 10,5 cm, de 2,5 % au lieu de 5 %.

En conclusion : En respectant un petit nombre de conditions, il est facile de réaliser un collimateur relativement peu encombrant et tout à fait satisfaisant, tant en ce qui concerne l'homogénéité de son champ de vision que l'étroitesse de la zone de pénombre.

Le collimateur ne doit pas introduire d'erreur notable dans la mesure au niveau de la thyroïde. La légère diminution du taux de comptage à la périphérie soit être le plus souvent compensée par la même diminution lors de la mesure sur le fantôme. Dans le cas de goitres importants, elle ne doit pas dépasser 1 à 2 % par défaut; encore cette erreur pourra-t-elle être corrigée par l'utilisation d'un fantôme spécial prévu pour les gros goitres.

Nous avons noté également que l'utilisation de la spectrométrie améliorerait les conditions géométriques obtenues, réduisant encore l'erreur possible.

42) L'UTILISATION DE FILTRES :

ATTENUATION DU RAYONNEMENT DIFFUSE ET CORRECTION DE L'ACTIVITE EXTRA - THYROIDIENNE

A - Filtration et atténuation du rayonnement diffusé

L'existence dans le rayonnement incident d'un rayonnement secondaire, dû aux interactions des photons gamma, est un phénomène indésirable pour un opérateur que n'intéresse en fait que le rayonnement primaire émis par la thyroïde.

Ce rayonnement primaire pourra donner naissance à un rayonnement diffusé :

- dans la thyroïde elle-même, les muscles cervicaux, la peau,
- en un point quelconque de l'organisme du patient,
- en un point quelconque du collimateur ou du blindage,
- et même dans l'air.

Or, il est possible de diminuer l'importance de ce rayonnement par rapport au rayonnement primaire. Les photons qui composent ce dernier ont, en effet, une énergie plus grande (364 kev pour 80 % de l'émission gamma de l'iode 131) que celle des photons diffusés (150 à 200 kev environ).

L'interposition entre le cristal et la source d'un filtre de plomb aura pour résultat que les photons d'énergie basse seront arrêtés davantage que les photons d'énergie plus élevée.

Ainsi l'épaisseur de plomb nécessaire pour réduire de 90 % le rayonnement varie en fonction de l'énergie des photons considérés. Dans le cas qui nous préoccupe, c'est à dire pour l'iode 131, cette épaisseur 90 % est :

. pour les photons de	80 kev	:	0,16 cm de Pb
. " "	160 kev	:	0,31 cm "

. pour les photons de 360 kev : 0,76 cm de Pb
" " " 640 kev : 1,85 cm "

tandis que l'épaisseur 90 % globale pour l'iode 131 est de 1 cm de plomb.

Dans les mêmes conditions la couche de demi-absorption est 0,158 cm.

Il ne faut pas toutefois s'attendre à ce que tout le rayonnement diffusé puisse être éliminé par un tel filtre. Les photons les plus énergétiques de l'iode 131 donnent eux aussi naissance à un rayonnement diffusé d'énergie moindre mais encore importante, qui traversera un filtre interposé.

Le choix des caractéristiques de ce filtre devra être un compromis. Celui-ci devra de toutes façons être placé le plus près possible du cristal pour remplir son rôle au mieux; son épaisseur devra être assez grande pour que l'atténuation du rayonnement diffusé soit notable, et pas trop importante cependant pour que l'efficacité du détecteur ne soit pas exagérément diminuée.

M.BRUCER choisit arbitrairement un filtre de 1/16 pouce d'épaisseur, soit 1,58 mm (valeur qui représente la couche de demi-atténuation globale calculée sur une source d'iode simulé. L'efficacité du détecteur est donc diminué globalement de 50 %, alors que le rayonnement diffusé est réduit de 80 à 90 %.

Les autres auteurs se partagent entre partisans d'un filtre moins important, de 1 mm (TUBIANA, SWYNGEDAUF) et utilisateurs de filtres de 1,5 mm (O.JALLUT).

Le problème est ici de savoir dans quelle mesure on peut sacrifier de façon importante l'efficacité du détecteur, face aux avantages offerts par la filtration, et dans quels cas ce sacrifice apporte une amélioration à l'ensemble de comptage.

Signalons également un effet secondaire de l'utilisation de cette filtration qui est d'entraîner une légère diminution des chiffres des taux de fixation thyroïdienne. Il se produit alors, toutes choses égales par ailleurs, une atténuation du rayonnement dû à l'activité cervicale extra-thyroïdienne; comme cette activité n'existe pas au niveau du fantôme - tout au moins pour ce qui est des fantômes courants -, le rapport de la mesure faite au niveau du cou sur celle faite

sur le fantôme s'en trouvera diminué.

Etude pratique

Auparavant, dans les mesures couramment pratiquées, il n'était fait usage, sur notre installation, d'aucun procédé de filtration.

Pour notre expérimentation, nous avons utilisé des filtres circulaires, d'un diamètre de 5,5 cm, important pour le cristal de 1 pouce mais que nous avons choisi en songeant à notre cristal de 2 pouces.

Nous avons fait réaliser un jeu de 4 filtres, d'épaisseurs 1; 1,2; 1,4 et 1,6 mm; ces épaisseurs, après vérification, se révélèrent être de 0,96; 1,22; 1,38 et 1,60 mm. Ils étaient réalisés en un alliage de plomb de densité 10,736, dont le choix a été rendu nécessaire par la faible épaisseur des disques à découper.

Nous avons ménagé, à la face postérieure du culot cylindrique de notre collimateur habituel, un logement cylindrique de 5,6 cm de diamètre et de 2 mm de profondeur pour y placer nos écrans qui se trouvaient ainsi tout contre la face antérieure du cristal.

1. Dans un premier temps, nous avons effectué une série de dix mesures sur le fantôme utilisé pour l'exploration thyroïdienne; chaque fois se trouvait dissoute dans la thyroïde en verre une capsule d'activité différente. Une première mesure était faite sans écran, puis une mesure était faite en utilisant chacun des 4 écrans.

Auparavant, la capsule utilisée servait à une série de mesures analogues, permettant d'étudier les effets de la filtration sur une source pratiquement ponctuelle.

Nous avons obtenu les résultats moyens suivants:

	<u>Fantôme</u>	<u>Source ponctuelle</u>
Sans filtre	100 %	100 %
+ filtre 0,96 mm	<u>64,4</u> ± 1,1 %	<u>72,9</u> ± 1,0 %
+ filtre 1,22	<u>59,1</u> ± 0,8 %	<u>67,9</u> ± 0,9 %
+ filtre 1,38	<u>56,7</u> ± 0,8 %	<u>66,8</u> ± 0,9 %
+ filtre 1,60	<u>50,8</u> ± 0,8 %	<u>60,2</u> ± 0,7 %

La plus grande atténuation de l'efficacité constatée dans les mesures sur le fantôme s'explique par le fait que le rayonnement diffusé y est notable, alors qu'il est pratiquement négligeable au niveau de la source, pour une capsule.

2. L'atténuation de 64,4 % du rayonnement, constatée sur le fantôme lors de l'utilisation du filtre de 0,96 mm, nous a semblé déjà suffisamment importante pour que nous choissions en définitive l'épaisseur de 1 mm pour cette filtration.

Nous avons ensuite, au cours des premiers mois de 1964, pratiqués chez 29 malades, venus au laboratoire pour une exploration, des mesures de fixation avec et sans filtration.

L'activité mesurée au niveau du cou, avec filtration de 1 mm, était en moyenne les 60,6 1,2 % de celle mesurée sans filtration.

L'atténuation légèrement supérieure rencontrée chez les patients par rapport à celle constatée sur le fantôme montre incidemment que le rayonnement diffusé existant au niveau de ce dernier est légèrement moins grand que le rayonnement diffusé produit au niveau du cou.

3. Dans un troisième temps, nous avons étudié en spectrométrie quelles modifications l'interposition d'un filtre apportait au spectre d'une source au sein de laquelle se produisait un certain rayonnement diffusé.

Nous avons pris pour cette source notre fantôme contenant 54,4 microcuries d'iode 131 à la date de la mesure.

Nous avons fait une mesure de ce fantôme, placé à 40 cm, sans filtre, puis avec le filtre de 0,96 mm.

Les deux spectres obtenus sont rapportés sur la figure 30 .

La comparaison de ces deux spectres illustre bien le fait que l'atténuation du rayonnement est la plus importante pour les photons de 150 à 170 keV, qui constituent une part importante du rayonnement diffusé.

Pour apprécier cette différence, nous avons calculé le pourcentage de rayonnement traversant le filtre:

- pour l'ensemble du spectre,
- pour la région comprenant les photons d'énergie ≤ 300 kev, c'est à dire pour les 50 premiers canaux,
- pour la région du pic de 364 kev, en se plaçant dans une bande de 15 canaux, du 53ème au 67ème canal, soit dans une bande de 90 kev.

Nous avons pour ce faire totalisé les impulsions comptées dans les différents canaux pour la partie du spectre correspondante, et nous avons calculé le pourcentage de rayonnement non arrêté.

Notons toutefois que le spectromètre à cristal ne nous permet pas de mesurer exactement le rayonnement diffusé tombant sur le cristal; il se produit toujours en effet un rayonnement diffusé à l'intérieur même du scintillateur.

Nous avons obtenu les résultats suivants;

	Nb coups/mn sans filtre	Nb coups/mn avec filtre	% de photons non arrêtés
Spectre total	350.794	237.448	<u>66,4 %</u>
Portion du spectre en dessous de 300 kev	228.578	132.338	<u>57,8 %</u>
Pic de 364 kev	112.260	89.108	<u>79,1 %</u>

Pour une source ponctuelle, constituée par une capsule du même lot que la précédente, on trouve :

Spectre total	238.284	183.224	<u>77 %</u>
Portion du spectre en dessous de 300 kev	115.470	87.128	<u>75,4 %</u>
Pic de 364 kev	108.662	82.434	<u>75,7 %</u>

Ces dernières mesures, avec une source ponctuelle, montrent que la différence d'atténuation du rayonnement pour les photons d'énergie < 300 kev et pour ceux appartenant au pic principal est minime, ce qui est normal puisque le rayonnement diffusé est très faible.

Dans le premier cas, au contraire, pour une réduction de 66,4 % de l'efficacité globale, la différence est plus

ne soit que de 57,8 à 79,1 %.

En conclusion :

L'expérience montre que, si l'on arrive, par l'utilisation de filtres, à atténuer la part qui revient au rayonnement diffusé dans le rayonnement global, ce bénéfice n'est pas impressionnant face à l'inconvénient que représente une baisse d'efficacité du détecteur à 64 ou 66 % selon nos appareils.

Par ailleurs, dans la mesure où l'on dispose d'un fantôme bon ou à peu près satisfaisant, l'importance du rayonnement diffusé doit être sensiblement la même au niveau du cou et au niveau du fantôme. Puisque la mesure du taux de fixation est le rapport de ces deux mesures, l'utilisation de filtres n'offre qu'un intérêt limité, si ce n'est celui, purement intellectuel, de ne faire que le rapport de deux mesures plus directement représentatives de l'activité de l'iode marqué, parce que moins perturbées par le rayonnement secondaire.

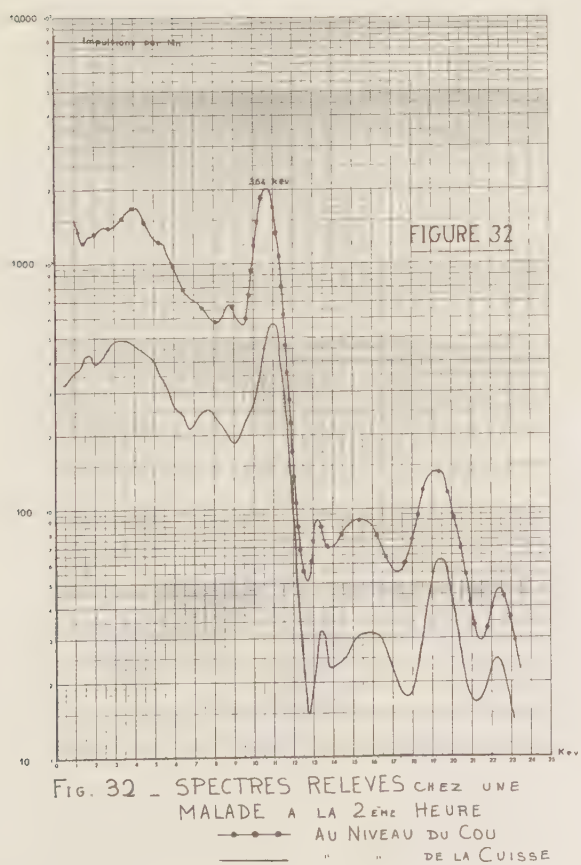
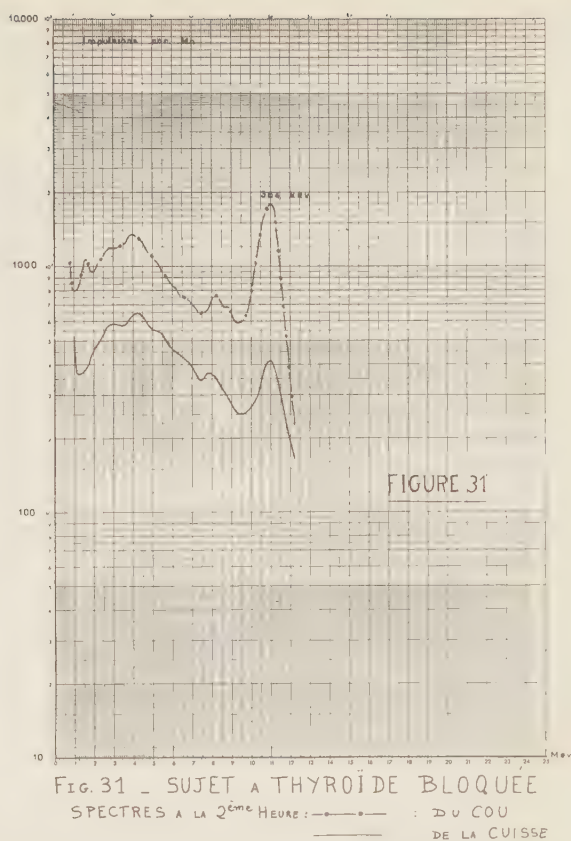
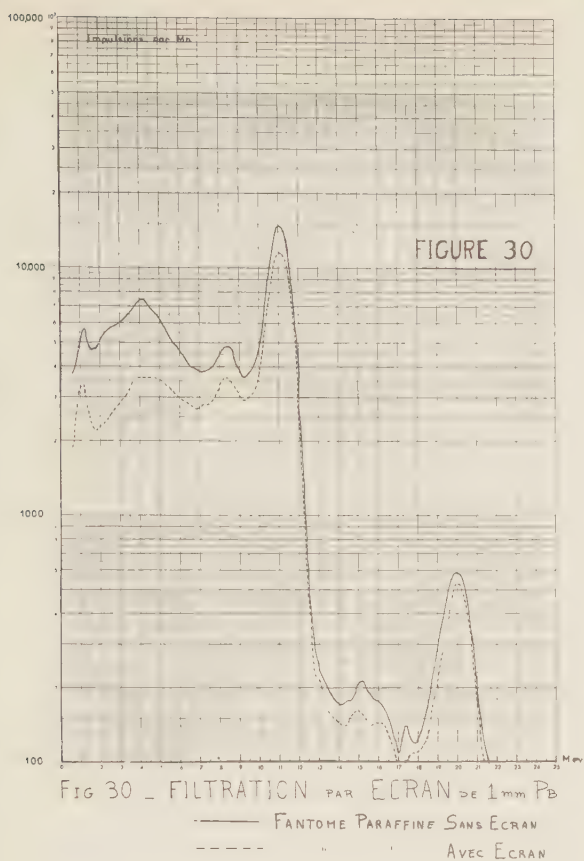
L'intérêt d'un tel filtre semble surtout être net, lorsqu'un dispose d'un mauvais fantôme pour lequel le rayonnement diffusé existant en son sein soit bien inférieur à celui qui existe au niveau du cou d'un sujet. L'atténuation du rayonnement diffusé au niveau du cou diminue alors dans une mesure intéressante l'erreur commise de ce fait.

Enfin, il va de soi qu'une telle filtration est inutile lorsqu'on travaille en spectrométrie, en se plaçant dans une certaine fenêtre au pic de 364 kev. Il existe sans doute encore dans cette bande d'énergie un rayonnement diffusé issu de photons d'énergie élevée, mais il est de toutes façons impossible de l'éliminer.

Nous n'avons donc pas retenu, en ce qui nous concerne, l'utilisation de ce filtre, tout en reconnaissant que l'utilisation d'un tel filtre de 1mm de plomb, peut, dans certains cas, présenter un intérêt.

B - La Correction de l'Activité Extra-Cervicale :
Cache thyroïdien ou Correction "cuisse" ?

Quand on pratique chez un sujet un test de fixation



au radioiode, l'activité mesurée au niveau du cou correspond à celle de l'iode intra-thyroïdien fixé mais aussi à celle de l'iode circulant dans les vaisseaux du cou ou se trouvant dans les liquides extra-cellulaires de la région comprise dans le champ du collimateur.

Si cette activité extra-thyroïdienne doit être retranchée du comptage global, il est difficile de l'apprécier quantitativement avec précision. Cette correction est pourtant indispensable. Si l'activité à retrancher est en effet peu importante vis à vis de celle de l'iode fixé par la glande chez les hyperthyroïdiens ou même chez les euthyroïdiens, il n'en va pas de même chez les hypothyroïdiens pour lesquels le radioiode, peu fixé par la thyroïde, va se retrouver principalement dans le sang et les liquides extra-cellulaires.

La première idée a été de trouver une région de l'organisme qui, par sa configuration, son volume, sa vascularisation, se rapproche le plus possible des conditions réalisées au niveau du cou.

La partie de la cuisse, située environ 5 cm au dessus du genou, et d'un diamètre peu différent de celui du cou, a semblé pouvoir convenir à ce dessein. LARSSON, le premier, en 1955, a proposé cette "correction cuisse".

Très vite on s'est aperçu qu'il ne suffisait pas de retrancher l'activité mesurée au niveau de la cuisse, mais que celle-ci devait être préalablement multipliée par un certain coefficient k .

En 1958, GOOLDEN, après étude de sujets thyroïdectomisés, établit que k varie de 3,7 à 2,4 entre la 5ème minute et la 3ème heure.

DUTREIX et BURAGGI trouvent, aux mêmes instants, ces coefficients égaux à 4 et 2,5. Ils utilisent pour cela un mélange isotopique d' I^{131} et de Br^{82} ; leur méthode repose sur le principe que la fixation du brome par la thyroïde est nulle, que la distribution extra-thyroïdienne du brome est identique à celle de l'iode et que la différence des énergies des photons gamma des deux radioéléments permet une analyse de la composition du mélange par spectrométrie.

De toutes façons, on peut considérer qu'au delà de la 3ème heure une valeur constante peut être adoptée pour le coefficient k .

Au Laboratoire de Physique Médicale de LYON, nous utilisons cette méthode de correction, en prenant $k = 2,5$ à la 2ème heure et $k = 2$ aux 6ème et 24ème heures.

Cette méthode et le choix des coefficients utilisés sont évidemment empiriques, mais ils ne prétendent qu'à fournir une valeur aussi approchée que possible de l'activité cervicale extra-thyroïdienne.

Certains auteurs, comme M.BRUCER, ont comparé les spectres obtenus au niveau du cou et de la cuisse.

Ils ont constaté qu'il existait une différence entre les aspects de ces deux spectres. Le rayonnement diffusé de 150 à 200 kev était comparativement beaucoup plus important au niveau de la cuisse qu'au niveau du cou.

M.BRUCER en déduit " que l'on ne mesure pas la même chose au niveau du cou et au niveau de la cuisse, et que tout se passe presque comme si l'on mesurait des isotopes différents..." Cette considération lui fait rejoindre les partisans de l'utilisation d'un cache thyroïdien.

Ce cache thyroïdien est un écran de plomb que l'on place devant le cou du patient, et qui est choisi d'une épaisseur telle que le rayonnement en provenance de la thyroïde soit pratiquement totalement arrêté; l'activité mesurée est alors celle de la partie de l'organisme, extérieure à la région masquée par le cache, et comprise dans le champ du collimateur.

Les dimensions de l'écran sont délicates à choisir du fait des variations de dimensions de la thyroïde; pour bien faire, il faudrait disposer d'un jeu de caches de dimensions variables.

Une solution moyenne consiste à choisir un carré de 10 x 10 cm; l'épaisseur proposée est de 1/2 pouce ou 1,27 cm; c'est l'épaisseur à partir de laquelle le pourcentage du rayonnement arrêté n'augmente plus que lentement.

Il est à noter que pour l'iode 132, un tel écran devrait avoir une épaisseur de 5 cm de plomb (TUBIANA, VALLEE et DUTREIX). La correction cuisse pourrait être également utilisée, à condition de définir de nouveaux coefficients.

Il nous semble que les deux méthodes de correction proposées n'ont pas les mêmes buts. La première cherche à apprécier le rayonnement extra-thyroïdien au voisinage immédiat de la thyroïde, tandis que l'utilisation d'un cache vise à corriger le rayonnement extérieur à cette région qui pourrait être tout de même enregistré par le détecteur.

Etude pratique

Nous avons pour cette étude fait réaliser un écran de plomb de 10 x 10 cm pour une épaisseur de 1,25 cm. Pendant les mesures, cet écran était maintenu dans un cadre métallique léger à l'un des angles duquel était soudé un support permettant sa mise en place devant le cou du malade.

1. Nous avons d'abord recherché quel pourcentage du rayonnement n'était pas arrêté par l'écran.

La mesure, faite sur notre fantôme, avec le cristal de un pouce et le collimateur étroit, nous a donné 6 % environ.

La même mesure réalisée avec le cristal de deux pouces et le collimateur de notre installation spectrométrique, à champ plus large, donne 7,6 %. De ces deux valeurs proches, la première est sans doute la plus correcte, car l'étroitesse du collimateur élimine pratiquement tout rayonnement en provenance de parties du fantôme non dissimulées par l'écran.

Cette valeur de 6 % n'est pas négligeable. Cet inconvénient est corrigé, il est vrai, en faisant une mesure au niveau du fantôme avec cache interposé et en retranchant cette activité de ce qui est compté au niveau du fantôme en l'absence de ce cache.

2. Ensuite, nous avons comparé les résultats obtenus chez des malades, en opérant avec et sans écran, avec un collimateur à champ large et un collimateur à champ étroit.

Nous avons fait ces mesures chez 31 malades, en faisant chaque fois 4 mesures :
collimateur étroit + correction cuisse; collimateur étroit +

cache thyroïdien; collimateur large + correction cuisse;
collimateur large + cache thyroïdien.

Si nous comparons d'abord les résultats obtenus en utilisant le collimateur étroit, nous constatons que les taux de fixation mesurés avec le cache thyroïdien sont en moyenne plus élevés de 9,6 % que ceux obtenus avec la correction cuisse; c'est à dire que si le taux de fixation calculé avec la correction cuisse est de 50 %, celui obtenu avec le cache thyroïdien est de 54,8 %.

Les écarts sont d'autant plus importants que le taux de fixation du sujet est plus bas en valeur absolue.

Ceci s'explique déjà par le fait qu'avec un collimateur plutôt étroit, la plus grande partie de ce qui sera retranché sera constituée par les 6% du rayonnement traversant l'écran; pour des taux de fixation faibles, la quantité retranchée au niveau du cou sera comparativement moindre que ce qui est enlevé à la mesure sur le fantôme.

Pour notre collimateur à champ large, les taux obtenus en moyenne, avec écran, étaient inférieurs de 3,1 % à ceux obtenus avec la correction cuisse. Avec un champ large l'activité retranchée à la mesure faite au niveau du cou est en effet plus importante que celle retranchée au niveau du fantôme, lorsque celui-ci est de dimensions restreintes. Il est vraisemblable qu'avec un fantôme représentant le cou et le thorax en grandeur nature, les chiffres obtenus seraient de nouveau plus élevés qu'avec la correction cuisse.

D'ailleurs si l'on compare maintenant les résultats obtenus avec le collimateur à champ étroit et la correction cuisse d'une part et ceux obtenus avec le collimateur large et le cache thyroïdien (ce qui est l'association la plus logique pour un tel cache) de l'autre, les chiffres obtenus dans le second cas sont cette fois supérieurs de 4,1 % en moyenne à ceux trouvés par la première méthode.

Il semble donc que les résultats obtenus avec la methode du cache thyroïdien soient toujours un peu plus élevé qu'avec la correction cuisse, mais que ces écarts deviennent très gênants quand il s'agit de sujets à fixation basse ; les taux de fixation sont alors très augmentés, parfois de 15 à 20 %.

Ceci se comprend aisément, si l'on considère de quelle façon le taux de fixation est finalement obtenu dans la méthode avec cache thyroïdien.

Si l'on pose: T = activité de la thyroïde
 Ac Et = activité cervicale extra-thyroïdienne
 A.E. = activité extra-thyroïdienne (mesurée avec le cache)
 F = activité au niveau du fantôme
 Fnm = activité de la partie du fantôme non masquée par le cache,

le taux de fixation peut s'écrire:

$$\text{Taux de fixation} = \frac{T + \text{Ac Et} + \text{A.E.} - 6\% (T + \text{AcEt}) - \text{A.E.}}{F - 6\% F - \text{Fnm}}$$

$$\text{soit Tx fix.} = \frac{94\% T + 94\% \text{Ac Et}}{94\% F - \text{Fnm}}$$

Ceci explique que les taux obtenus soient toujours trop élevés, et cela d'autant plus que l'activité cervicale extra-thyroïdienne est plus élevée (sujets à fixation basse) ou que le fantôme, bien réalisé, présente une activité de sa partie non masquée par le cache qui soit notable.

3. Nous avons ensuite essayé de vérifier si les reproches, faits à la correction cuisse par ceux qui l'avaient étudiée en spectrométrie, étaient fondés.

En premier lieu, nous nous sommes adressés à trois sujets volontaires chez lesquels nous désirions obtenir un blocage de la thyroïde, afin de pouvoir ensuite comparer les spectres obtenus au niveau de la cuisse et au niveau du cou, aux première, deuxième et sixième heures. Pour des raisons diverses, deux de ces sujets ne sont pas allés au bout de l'expérience, de sorte que nous n'avons pu faire cette étude que chez un seul sujet.

Pour obtenir le blocage souhaité de la thyroïde, nous avons administré XX gouttes par jour, pendant les cinq jours qui ont précédé la mesure, d'une solution de Lugol officinal faible.

Nous avons adopté cette posologie, qui, à l'occasion d'autres expériences, avait entraîné un blocage satisfaisant, les taux de fixation ne dépassant jamais 1 à 3 %.

Nous avons administré une dose de 8 microcuries d'iode 131.

En fait, nous avons obtenu les résultats suivants:

. à la première heure, le taux de comptage global était 2,2 fois plus élevé au niveau du cou qu'au niveau de la cuisse. Ce rapport était de 2,55 au pic de 364 kev et de 1,97 seulement dans la région du spectre située en dessous de 300 kev.

. à la deuxième heure, le rapport global était de 2,4 ; il était de 3,05 au pic et de 2,1 en deçà de celui-ci.

. à la sixième heure, les mesures effectuées ont montré qu'il s'était produit une certaine fixation sans doute, puisque ces chiffres étaient de 4,1 pour le rapport global, les deux autres étant respectivement 7 et 3,6.

Il nous paraît en effet difficile de mettre ces chiffres sur le compte de variations individuelles toujours possibles.

Il ne nous a donc pas été possible de définir, ainsi que nous l'aurions souhaité, ce qu'étaient les coefficients k : global, au pic et dans les énergies inférieures.

Il est toutefois possible de constater que le coefficient au pic est toujours plus élevé que le coefficient global, qui est celui que l'on emploie lorsqu'on prend 3, 2,5 ou 2.

En spectrométrie, il sera donc certainement nécessaire, si l'on veut utiliser la correction cuisse d'utiliser des coefficients supérieurs à ceux employés jusqu'ici.

En ce qui concerne le reproche fait aux spectres relevés au niveau du cou et de la cuisse d'être tellement dissemblables "que l'on mesure deux choses différentes", l'examen des courbes relevées lors de l'expérience précédente montre que cette différence existe, mais n'est pas rédhibitoire.

Nous constatons effectivement que, proportionnellement à la hauteur du pic, le rayonnement diffusé est nettement plus important que dans ce qui est mesuré au niveau du cou. (cf. figure 31)

Nous avons également relevé les spectres

examinés avec des doses courantes de $50 \mu\text{c}$, ce qu'était le spectre au niveau de la cuisse; la figure 32 nous montre que son allure est identique à celle de la courbe obtenue avec $8 \mu\text{c}$ chez des volontaires.

Puisque la méthode de la correction cuisse est essentiellement empirique, il importe peu en fait, pour un opérateur ne travaillant pas en spectrométrie, que les impulsions comptées appartiennent à telle ou telle région du spectre.

En spectrométrie, la méthode est certainement valable, à la condition de préciser de nouveaux coefficients pour le pic où l'on travaillera.

En conclusion : Nous sommes peu convaincus par la méthode de correction de l'activité extra-thyroïdienne au moyen d'un cache thyroïdien. Cette méthode donne des taux de fixation le plus souvent trop élevés, et cela dans une mesure assez importante. Ce défaut, inhérent au principe même de la méthode, peut même être aggravé si les conditions de collimation sont défavorables; la méthode perd même toute raison d'être utilisée avec un collimateur à champ plutôt étroit.

Nous pensons que la correction cuisse, sous les réserves faites pour son utilisation en spectrométrie, est une méthode de correction convenable.

Pour une installation de mesure en spectrométrie, en particulier pour la notre, nous n'avons retenu l'utilisation d'aucun filtre.

Pour une installation ordinaire, un filtre destiné à atténuer le rayonnement diffusé, d'une épaisseur de 1 mm, sera moins inutile.

52) LE CHOIX D'UN ISOTOPE

DOSE ET MODE D'ADMINISTRATION

1/ Le choix d'un isotope conditionne pour une grande part les caractéristiques de l'appareillage à utiliser et la nature des mesures qu'il sera possible d'effectuer.

Les isotopes radioactifs de l'iode 127, stable, susceptibles de nous intéresser, sont les suivants:

<u>A</u>	<u>T (période)</u>	<u>$\bar{E}$ gamma</u> (énergie moyenne en Mev)
I 124	4 j	2,01
I 125	60 j	0,030
I 126	13 j	0,395
I 130	12,5 h	2,25
I 131	8,04 j	0,397
I 132	2,3 h	1,7
I 133	21 h	0,501

L'identité des propriétés chimiques de ces isotopes fait que l'utilisation d'un autre isotope ne pourra apporter de renseignements supplémentaires; mais leurs propriétés physiques particulières peuvent faire préférer tel ou tel d'entre eux en fonction des conditions de l'examen à effectuer.

Les principaux critères de ce choix seront:
la période, l'énergie du rayonnement gamma et la dose délivrée finalement au sujet examiné.
Les deux premiers critères auront une influence directe sur la technique et la nature de l'appareillage à utiliser; l'influence du troisième ne sera qu'indirecte, dans la mesure où l'on essaiera de réduire le plus possible la dose administrée.

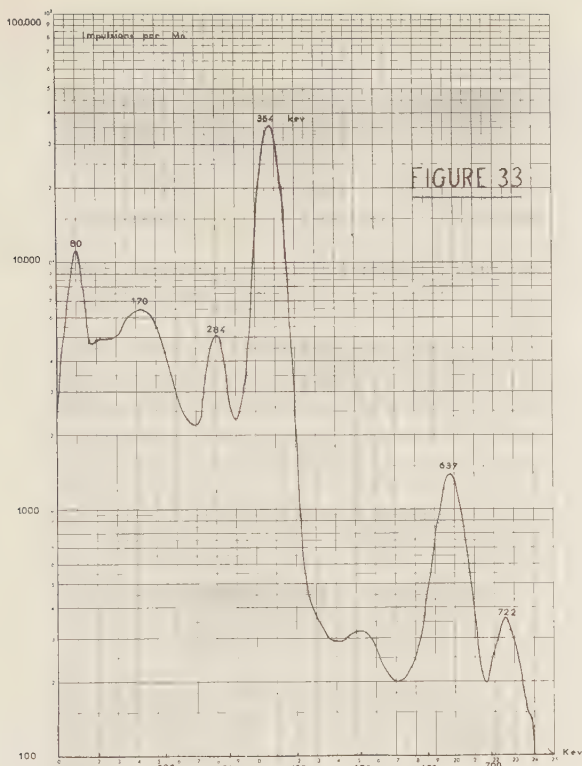


FIG. 33 - SPECTRE DE L' IODE 131

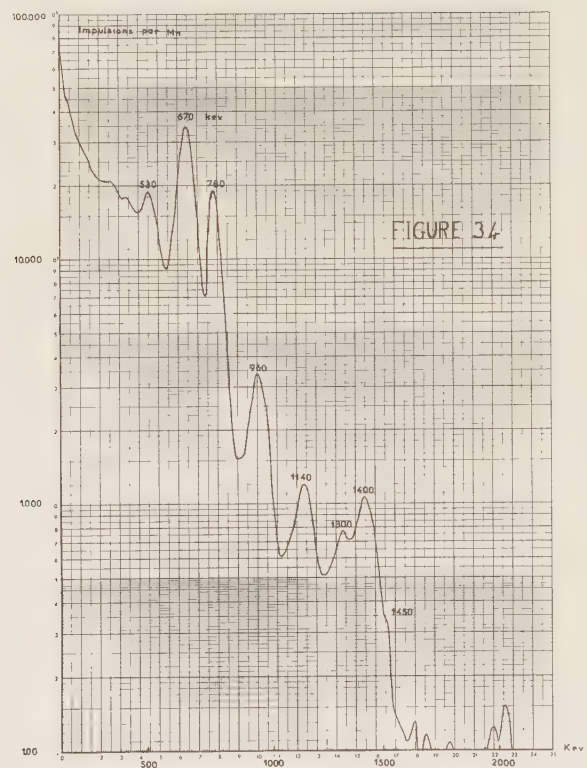


FIG. 34 - SPECTRE DE L' IODE 132

Une période suffisamment longue permet de répéter les mesures dans le temps (mesure de la 24ème heure par exemple), d'étudier l'apparition dans le sang des composés iodés marqués; elle ne pose pas de problème de transport ou de stockage.

Elle empêche toutefois de répéter l'examen avant plusieurs semaines.

Une période courte, comme celle de l'iode 132, ne permet que des mesures précoces ; celles-ci permettront sans doute d'obtenir un résultat, mais une excellente précision de celui-ci sera plus difficile à obtenir.

Il se posera également des problèmes de transport, de stockage et d'utilisation pratique. Pour l'iode 132, ce sera le Tellure 132, de période 3,2 jours, qui sera adressé au laboratoire, ce qui nécessitera une utilisation assez rapide.

De plus, toujours pour l'iode 132, on obtiendra également par élution une quantité non négligeable d'iode 131, quantité qui nécessitera une première élution 12 heures environ avant celle destinée à recueillir l'iode utilisé pour les malades.

L'utilisation d'un isotope à vie courte nécessite un nombre de manipulations supplémentaires notable, avec la multiplication des causes d'erreur possibles.

Enfin, la correction de la décroissance radioactive devra être soigneuse et nécessitera que les horaires d'extraction, d'administration et de mesure soient notés avec précision.

Le deuxième critère sera l'énergie du rayonnement. Nous avons reproduit une nouvelle fois les spectres de l'iode 131 et de l'iode 132, en précisant l'énergie des différents pics (figures 33 et 34).

Une énergie élevée entraîne une augmentation du blindage du détecteur et du collimateur, ce qui nécessitera une installation plus complexe et moins facilement maniable.

Par contre, pour un cristal suffisamment épais, l'efficacité du détecteur sera plus élevée pour l'iode 132 que pour son isotope 131. Ceci permettra évidemment, pour une même précision statistique, de réduire de moitié la quantité d'iode 132 à administrer.

Nous sommes ainsi conduits à envisager le troisième

critère qui est celui de la dose délivrée au malade.

Cette dose est de 25 à 100 fois supérieure pour l'iode 131 par rapport à l'iode 132, selon que l'on aura affaire à un sujet normal ou à un hyperthyroïdien.

Toutefois, vu la décroissance rapide de l'iode 132, il est sans intérêt de substituer l' I 132 à l' I 131 pour des mesures effectuées au delà de la 15ème heure.

Pour une activité égale au moment de la mesure, la dose à administrer sera telle que la dose de radiations délivrée au malade sera 7 fois plus faible avec l'iode 132 pour une mesure effectuée à la 6ème heure, et 20 fois plus faible pour une mesure de la 2ème heure.

C'est pourquoi l'iode 132 sera préféré :

- chez l'enfant
- chaque fois qu'une répétition des mesures est envisagée
- quand il faudra effectuer des mesures après administration thérapeutique d' I 131.

Dans les autres cas, l' I 131 permettra d'abord de pouvoir associer des mesures de l'élimination urinaire ou des dosages de l'iode protéique, et aussi de suivre sur 24 heures l'évolution de la courbe de fixation.

2/ Mode d'administration

a) Sous forme liquide, qui était celle autrefois utilisée, l'erreur sur la dose administrée peut provenir de deux causes: la précision avec laquelle l'activité de la solution que l'on possède est connue, c'est à dire en général $\pm 5 \%$, et d'autre part l'erreur commise lors de la mesure du volume liquidien à administrer, qui est de l'ordre de 0,5 à 1 %.

Mais, en fait, le grand intérêt d'une solution liquide est de pouvoir négliger en définitive l'incertitude de $\pm 5 \%$ sur la dose.

Cette imprécision est en effet gênante dans le cas des capsules, car on fait ingérer au malade une capsule tandis que le fantôme est réalisé à partir d'une ou deux capsules différentes qui peuvent effectivement avoir une activité qui diffère de celle de la première de $\pm 5 \%$. Dans le cas d'une solution, il suffira de placer dans le fantôme un volume égal à celui ingéré par le malade pour que cette cause d'erreur disparaisse, puisqu'il s'agit d'un rapport et que la connaissance de l'activité absolue

de la solution n'a pas d'importance.

b) L'iode 131 est actuellement administré sous forme de capsules d'environ 50 ou 20 μ c, dont l'activité est également connue à $\pm 5\%$.

Les variations individuelles dans l'absorption digestive n'apportent pas de perturbation notable.

Nous avons craint un instant que la dissolution des capsules ne soit pas rapidement totale. A titre de vérification, nous avons placé une dizaine de capsules dans 10 cc d'eau distillée chacune; nous les avons placées dans un bain-marie à 37° pendant 30 minutes. Au bout de ce temps les capsules étaient bien complètement dissoutes et les activités mesurées sur les diverses solutions étaient pratiquement les mêmes.

c) L'utilisation d'un isotope à période courte rendra presque obligatoire l'administration par voie intra-veineuse.

Les variations individuelles des mouvements de l'iode dans l'organisme sont en effet importantes dans les instants qui suivent l'administration de la dose; ainsi G.JOYET signale que le moment d'apparition du maximum de comptage au niveau de la cuisse, par exemple, est situé entre 20 minutes et 3 heures.

Aussi, si l'on veut réaliser des conditions initiales bien définies, la voie orale est à rejeter et l'administration intra-veineuse seule admissible, pour un isotope nécessitant des mesures très précoces; dans le cas contraire on s'exposerait à des erreurs d'autant plus ennuyeuses qu'elles seront très difficiles à apprécier.

3/ Dose à administrer

Les doses d'iode 131 que nous administrons sont de 50 μ c pour un adulte, et de 1 μ c par année d'âge pour un enfant. Ces doses sont rendues nécessaires par le dosage de l'iodémie protidique et celle de l'élimination urinaire. il est important lorsqu'on parle de doses à administrer de savoir si l'on renonce ou non à des mesures complémentaires.

Il est évident que, dans le cas où seule la fixation thyroïdienne est mesurée, ces doses pourront être réduites à 15, 10 ou même peut-être 5 microcuries, selon la qualité de l'installation de mesure.

Les mesures que nous avons faites chez des sujets normaux avec des doses de 7 microcuries permettaient d'obtenir un taux de comptage satisfaisant pour un temps de mesure de 5 minutes.

62) LE PROBLEME DU FANTOME TEMOIN

1. La nécessité d'un fantôme

Le taux de fixation thyroïdienne du radioiode est le rapport de l'activité mesurée au niveau du cou à celle mesurée au niveau d'une source de référence, une fois faites certaines corrections.

Les conditions physiques de la mesure de la source de référence doivent être aussi voisines que possibles de celles rencontrées au niveau du cou.

Les variables de cet étalonnage sont le volume de la thyroïde et le volume diffusant du cou; il sera donc nécessaire de définir une source standard, jouant le rôle de la thyroïde, qui sera placée dans un fantôme du cou, réalisant des conditions de diffusion très proches de celles de la région cervicale.

Lorsque ces conditions auront été réalisées de façon satisfaisante, le spectre obtenu au niveau du fantôme sera pratiquement superposable à celui obtenu au niveau du cou d'un sujet normal.

Cette identité des spectres du fantôme et du cou est le seul critère de la réalisation d'un bon fantôme.

2. Les conditions physiques

. Au niveau de la source standard : le premier problème est celui du volume à donner à cette source. G. JOYET a étudié l'influence du volume de la thyroïde sur le taux de comptage, au moyen d'un jeu de thyroïdes en verre dont les volumes variaient de 25 à 150 cc, et qui étaient toutes remplies d'une même quantité d'iode 131.

En prenant pour unité la thyroïde de volume 50 cc, il trouvait que la correction était de + 3 % pour la thyroïde de 25 cc, et de - 7 % pour la thyroïde de 150 cc.

Le volume de la source standard est donc important, et choisir pour celle-ci une capsule, par exemple, introduit une erreur notable.

Le second problème est celui de la forme à donner à ce fantôme de la thyroïde proprement dit.

Il semble là qu'une fois qu'un certain volume a été choisi, la forme de ce fantôme elle-même ait peu d'importance, et qu'il ne soit pas indispensable de rechercher une similitude de formes très poussée.

. Au niveau du fantôme du cou: le cou représente un certain volume de tissus mous, avec, en plus, un élément plus dense, la colonne cervicale. Celle-ci va donner lieu à un rayonnement rétro-diffusé qui va s'ajouter au rayonnement diffusé produit par les autres tissus.

Les auteurs sont d'ailleurs partagés sur l'importance de ce dernier facteur. METHLIN, dans sa thèse, estime que si l'ensemble des phénomènes de diffusion et de rétrodiffusion augmentent de 25 à 27 % les chiffres qui seraient obtenus pour le seul rayonnement direct, la part de la rétrodiffusion est de 17 %. G.JOYET pense au contraire que ce rayonnement est négligeable.

Ces considérations peuvent sans doute être à l'origine de montages tendant à reproduire d'une façon ou d'une autre la colonne cervicale lors de la réalisation du fantôme; mais c'est là un fait peu important si le fantôme présente un spectre satisfaisant

3. Les divers fantômes utilisés

Les fantômes les plus divers ont été utilisés. La source standard varie de la simple capsule, au petit flacon de verre et aux thyroïdes de verre reproduisant la forme de la glande; ces dernières sont les plus utilisées.

Pour le fantôme du cou, trois sortes de solution semblent être proposées.

Le fantôme le plus simple est constitué par un récipient en verre, cylindrique, dont les dimensions soient proches de celles du cou. Ce récipient est rempli d'eau et la

diffusion dans ce milieu est assimilée à celle du cou. Une source standard est alors placée dans ce récipient à une plus ou moins grande profondeur par rapport aux faces latérales du récipient.

Une deuxième solution est apportée par des fantômes un peu moins simples et où le milieu diffusant du cou est remplacé par un autre milieu considéré comme plus approprié que l'eau, de la paraffine par exemple.

Enfin, les fantômes les plus complexes reproduisent en lucite le plus souvent, la morphologie du cou, parfois même également du thorax. Il est alors possible de réaliser d'excellents fantômes en faisant en sorte que ce volume referme une certaine activité, qui équivaut à l'activité extra-thyroïdienne. Il est même possible alors de réaliser des fantômes hyper, eu ou hypothyroïdiens.

Le fantôme que nous utilisons est constitué par une enveloppe métallique parallélépipédique de 12 x 15 cm pour une hauteur de 6,5 cm, remplie d'une hauteur de 5 cm de paraffine. Au centre de cette paraffine est ménagé un logement pour le fantôme de la thyroïde.

Celui-ci est fait d'une thyroïde de verre, de 6 cm de long sur 5 de large, qui présente deux lobes non réunis par un isthme pour des raisons de commodité de remplissage; un orifice permet le remplissage de la thyroïde.

Cette dernière étant en place, deux plaques de plexiglass d'une épaisseur totale de 1,5 cm sont disposées par dessus pour représenter les plans superficiels existant au niveau du cou.

Etude pratique

1. Nous nous sommes d'abord proposés d'examiner ce que devenait l'activité globale d'une part et d'autre part le rayonnement diffusé, lorsque des sources de mêmes activités présentaient des volumes croissants.

Nous avons pris pour cela quatre sources :

- une capsule de 25 microcuries
- une thyroïde en verre moyenne, de 25 cc, où était dissoute une capsule de même activité ;

- une thyroïde en verre plus grande, de 50 cc, où était dissoute une capsule identique;
- notre fantôme paraffine - plexiglass, où avait été placée la thyroïde de verre habituelle précédemment utilisée.

Nous avons représenté sur la figure 35 trois de ces spectres; celui obtenu avec la thyroïde en verre de grandes dimensions n'y est pas reporté.

Cette figure montre que, en passant de la capsule à la thyroïde en verre, puis au fantôme, le rayonnement diffusé augmente tandis que l'activité au pic est légèrement diminuée.

Pour chiffrer ces modifications, nous avons calculé pour chaque spectre:

- le nombre d'impulsions d'énergie inférieure à 300 kev (où se trouve la plus grande partie du rayonnement diffusé),
- le nombre d'impulsions au pic de 364 kev
- le nombre d'impulsions total.

Nous avons indiqué en % les variations dans ces différentes zones :

	<u>de 0 à 300 kev</u>	<u>pic de 364 kev</u>	<u>activité totale</u>
capsule	236.729 $\pm$ 487	175.598 $\pm$ 419	425.665 $\pm$ 650
thyroïde moyenne	268.244 $\pm$ 517 (+ 13,5 %)	163.652 $\pm$ 404 (- 6,8 %)	444.942 $\pm$ 666 (+ 4,5 %)
grosse thyroïde	239.898 $\pm$ 489 (+ 1,8 %)	148.553 $\pm$ 384 (- 15,5 %)	400.866 $\pm$ 638 (- 5,7 %)
fantôme	328.457 $\pm$ 572 (+ 39 %)	147.281 $\pm$ 383 (- 16 %)	487.653 $\pm$ 698 (+ 14,5 %)

Ces mesures nous montrent:

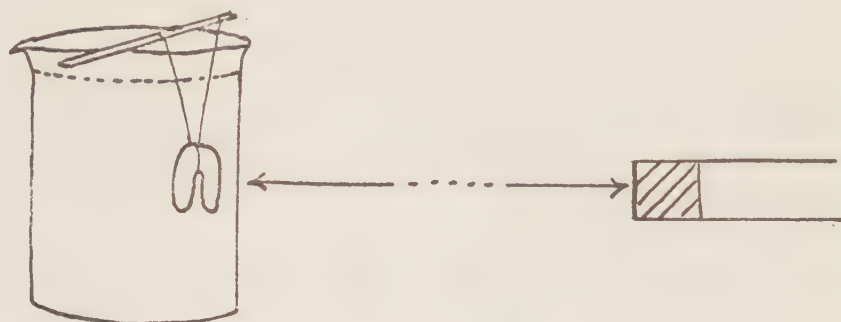
- que pour une augmentation de volume modérée, l'activité totale augmente légèrement (4,5 %), puis que pour une source plus importante elle diminue par autoabsorption;
- que l'augmentation du comptage dans le fantôme est augmenté dans une mesure notable, 14,5 %, valeur

qui reste toutefois en deçà des chiffres donnés par METHLIN.

2. Nous avons ensuite effectué des mesures sur le plus simple des fantômes.

Nous avons réalisé celui-ci en prenant un Bécher de un litre que nous avons rempli d'eau; nous y avons ensuite placé une thyroïde en verre où était dissoute une capsule de 25 microcuries.
(figure 36)

FIGURE 36



Nous avons enregistré les spectres donnés lorsque la thyroïde était successivement contre la paroi antérieure (fantôme peu profond), à 2 cm de cette paroi (fantôme moyen), enfin à 5 cm de profondeur (fantôme profond)

Ces spectres sont reportés sur la figure 37 .

Nous voyons que, comme on pouvait s'y attendre, au fur et à mesure que l'on place la thyroïde plus profondément dans le fantôme, le rayonnement diffusé augmente tandis que l'activité mesurée au pic diminue.

En comparant ces spectres à celui du fantôme paraffine plexiglass, on peut constater que le fantôme-eau qui s'en rapproche le plus est celui dans lequel la thyroïde est placée à 2 cm de profondeur. Ces deux spectres présentent même une grande ressemblance, mis à part un rayonnement diffusé un peu moins important dans le fantôme-eau que dans le fantôme paraffine - plexiglass.

Ce fantôme - eau, très simple à réaliser, peut effectivement être considéré comme un fantôme du cou éventuellement utilisable.

3. Nous avons ensuite étudié le fantôme paraffine, dont nous nous servions jusqu'alors, en spectrométrie.

Nous avons d'abord examiné quelle était l'influence des plaques de plexiglass qui constituent la partie antérieure du fantôme et qui jouent le rôle des plans musculo-cutanés au niveau du cou.

Le spectre du fantôme sans ces plaques montre une nette diminution du rayonnement diffusé (figure 38).

Nous avons ensuite rajouté une épaisseur supplémentaire, vers l'arrière, de 4 cm de paraffine. Le spectre que nous avons obtenu ne montrait pas une différence notable avec le spectre du fantôme paraffine habituel. Il ne semble pas que l'augmentation de la quantité de paraffine permette d'espérer une amélioration intéressante du fantôme. Les milieux interposés devant la thyroïde en verre semblent même avoir une importance prédominante.

Le principal critère est, avons-nous dit, de pouvoir superposer le spectre du fantôme et les spectres rencontrés chez les malades.

Ce critère est plus difficile à appliquer qu'il n'y paraît, car lorsqu'on examine les spectres obtenus chez des malades ou des sujets normaux, on s'aperçoit qu'il existe des variations assez nettes d'un sujet à l'autre. Le rayonnement diffusé, qui nous sert de référence pour apprécier la qualité d'un fantôme peut varier sensiblement.

Nous avons représenté sur la figure 39 différents spectres obtenus chez des sujets normaux ou pathologiques.

Nous avons en définitive choisi un spectre que nous avons trouvé commun à plusieurs sujets et notamment aux sujets normaux volontaires.

Sur la figure 38b la comparaison de ce spectre et de celui de notre fantôme paraffine montre que les différences sont minimales, et que notre fantôme peut être considéré comme satisfaisant.

En conclusion : La réalisation d'un fantôme dont le spectre soit identique à celui du cou de la majorité des sujets examinés est une condition indispensable à une mesure précise. Nous avons vu, en effet, que les variations de l'activité mesurée dues au rayonnement diffusé étaient très importantes.

Il ne faut pas espérer, toutefois, qu'un seul fantôme puisse être parfaitement convenable pour tous les malades.

Une solution pourrait consister en la réalisation d'un jeu de trois fantômes: un fantôme correspondant à la majorité des cas; un fantôme convenant spécialement pour les grosses hypertrophies thyroïdiennes et un fantôme pour enfant.

La spectrométrie est susceptible de pallier en grande partie à cette cause d'erreur; en se plaçant au pic principal de l'iode, si l'on a un fantôme tout de même satisfaisant, les variations individuelles qui existent au niveau de ce pic sont bien moindres que pour les énergies inférieures, et pratiquement négligeables.

72) LA DISTANCE DE MESURE CRISTAL - COU
ABSORPTION ET AUTOABSORPTION AU NIVEAU DU COU
LA FORMULE UTILISEE

12/ La Distance de Mesure

L'importance de différents facteurs, qui tendent à entraîner une erreur sur la mesure, dépend de la distance à laquelle celle-ci est pratiquée.

Choisir une distance de mesure consiste à apprécier à quelle distance ces différents facteurs introduisent une erreur qui soit acceptable.

La loi de l'inverse carré régit toutes les autres causes de variations. Elle se résume en disant que si d_1 et d_2 sont deux distances différentes, les taux de comptage N_1 et N_2 sont dans le rapport :

$$\frac{N_1}{N_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2} .$$

a. - Nous avons déjà vu, dans l'étude de la collimation, que le champ de vision d'un collimateur, même parfait, ne pouvait être rigoureusement uniforme, car la distance cristal - source augmente en s'éloignant de l'axe de l'appareil. Cette distance passe alors de d à $\sqrt{d^2 + x^2}$, si x est la distance de la source ponctuelle à l'axe dans le plan du champ de vision.

Compte tenu des dimensions choisies pour le champ, il faudra que la distance retenue soit telle que les variations entraînées par cette augmentation de distance ne soient pas trop importantes; plus précisément, le champ 90 % ne doit pas être plus petit que le champ de vision géométriquement défini. Il est, de plus, difficile de réaliser un collimateur parfait,

et d'autres facteurs, comme les variations de l'angle solide sous lequel une source ponctuelle "voit" le cristal, interviennent. Il nous paraît donc souhaitable que la seule erreur due à l'éloignement de la source de l'axe n'entraîne pas un taux de comptage à la périphérie inférieur à 95 % de ce qu'il est à l'axe.

La distance choisie ne devra donc pas être trop petite.

b. - En second lieu, la thyroïde est un organe qui a une certaine épaisseur; de quelques mm à l'isthme, celle-ci est pour le reste de la glande de 15 à 20 mm, et peut même atteindre 30 mm en cas d'hypertrophie conséquente.

Si nous prenons une épaisseur de 20 mm, la distance de mesure sera supérieure de cette quantité pour les points situés à la face postérieure de la thyroïde.

pour cette raison, le taux de comptage pour les points situés à la face postérieure, ne doit pas descendre, nous semble-t-il, au dessous de 90 % de ce qu'il serait à la face antérieure, et ceci sans tenir compte des phénomènes d'absorption et d'autoabsorption.

Cette erreur de 10 %, qui peut paraître importante, ne porte en fait que sur une petite partie de la glande et l'erreur totale doit rester un peu inférieure à 5 %. Au niveau de l'isthme, elle doit être voisine de 1 %, de sorte que l'erreur totale due à l'épaisseur de la thyroïde doit être de l'ordre de 3 %.

Encore faut-il considérer que si un bon fantôme est utilisé, une erreur à peu près identique sera réalisé au niveau de celui-ci; l'erreur provenant de la différence de volume entre la source standard et la thyroïde est, dans ce cas, en définitive très faible.

Toutefois cette erreur pourrait être à considérer pour un opérateur utilisant simplement une capsule comme source référence.

Il sera donc préférable ici de ne pas choisir une distance de mesure trop faible.

c. - Les variations d'efficacité du détecteur, quand la distance varie, vont être un troisième facteur important à considérer. Cette efficacité va varier en fonction de la loi de l'inverse

carré.

Il ne faudra pas que la distance augmente dans des proportions telles que la baisse d'efficacité oblige à administrer une dose plus importante au patient.

d. - Enfin, en faisant varier la distance, pour un même collimateur, le champ de vision au niveau du cou du sujet augmente ou diminue, ce qui va entraîner une légère augmentation ou une légère diminution du taux de comptage.

Il est évident que si cette distance variait de 30 à 60 cm, pour un même collimateur, ces variations du comptage seraient importantes. Mais, rappelons-le, nous avons déterminé la longueur de notre collimateur en fonction de la distance de mesure, alors choisie à la lumière de la présente discussion.

Dès lors les erreurs commises sur la distance (2 à 5 mm) n'entraîneront plus que des variations minimales de la surface du champ de vision, et l'erreur sera négligeable.

Ainsi, la distance à choisir ne devra être ni trop grande ni trop courte, et elle devra réaliser un compromis entre ces différents facteurs.

Cette distance est très variable selon les auteurs. L'International Atomic Energy Agency considère une distance de 20 à 30 cm comme satisfaisante.

METHLIN, dans sa thèse, penche pour 30 cm; O.JALLUT retient 35 cm tandis que TUBIANA préconise 45 cm, toutes distances retenues pour la mesure chez les adultes. L'ensemble des auteurs est d'avis en effet que cette distance soit réduite chez l'enfant.

Ces différences dans les opinions proviennent de ce que, en réalisant le compromis en question, tel auteur attache plus ou moins d'importance à un facteur qui tendrait à faire choisir une distance plus ou moins grande.

Dans le tableau que nous avons dressé, nous avons calculé l'influence de ces différents facteurs.

Dans la première colonne, nous indiquons, pour une distance donnée,

le pourcentage P/A de l'activité mesurée à l'axe obtenu pour une source placée à la périphérie d'un champ de vision dont les dimensions sont celles que nous avons adoptées.

Dans la deuxième colonne, nous avons calculé quel pourcentage de l'activité mesurée à la surface de la glande était enregistré pour les points situés à la face postérieure d'une thyroïde de 2 cm d'épaisseur.

La troisième colonne nous donne la dose à administrer à un sujet, pour obtenir toujours le même taux de comptage, quand la distance varie, en prenant une dose de 10 microcuries à 40 cm.

	<u>P/A</u>	<u>% face</u> <u>postérieure</u>	<u>dose à</u> <u>administrer</u>
Distance = 30 cm	90,9 %	88 %	5,6 μ c
= 35 cm	93,2	89,3	7,7
= 40 cm	94,9	91	10
= 45 cm	95,8	91,7	12,7
= 50 cm	96,6	92,6	15,6
= 55 cm	97,3	93,1	18,9
= 60 cm	97,6	93,8	22,5

Nous voyons que, en fonction des exigences que nous avons formulées, la première colonne permet de retenir une distance de 40 à 60 cm.

La seconde colonne donne également 40 à 60 cm comme distances convenables.

Par contre, la dose à administrer pour une distance de 50 cm est plus élevée de 50 % que celle utilisée à 40 cm, si l'on veut conserver le même taux de comptage. Nous ne retiendrons donc, grâce à ce troisième critère, qu'une distance de 30 à 45 cm.

En définitive, les distances les plus satisfaisantes sont 40 et 45 cm.

Nous avons choisi, pour notre part, 40 cm, donnant une légère préférence au gain d'efficacité.

Cette distance une fois définie, il convient de la mesure à l'occasion de chaque examen en commettant la plus faible erreur possible. C'est le problème du dispositif de mesure de la distance.

L'utilisation d'une simple règle graduée ne semble pas permettre, étant données les difficultés de la mesure, d'obtenir une erreur absolue inférieure à $\pm 0,5$ cm, ce qui pour une distance de 40 cm correspond à une erreur de $\pm 2,5$ % sur la mesure de l'activité thyroïdienne.

Nous avons donc repris le système de mesure jusqu'alors utilisé dans notre laboratoire, qui est un système optique avec lequel la distance est définie en un point par la superposition de deux pinceaux lumineux. Un tel système a également l'avantage de permettre un centrage correct de l'ensemble.

Dans ces conditions, l'erreur commise est de $\pm 0,2$ cm, ce qui entraîne une erreur de 1 % seulement sur la mesure de l'activité thyroïdienne.

22/ Absorption et Autoabsorption

Nous savons que, lorsque une source radioactive présente un certain volume, il se produit des phénomènes d'autoabsorption au sein de celle-ci, qui deviennent importants quand les dimensions de cette source sont de l'ordre de la couche de demi-atténuation (CDA).

La perte de rayonnement qu'entraîne cette autoabsorption est de 10 % pour des dimensions de la source de l'ordre de $1/3$ CDA, et de 20 % pour des dimensions de l'ordre de $1/2$ CDA.

Pour un milieu organique, comme le corps thyroïde, et pour un rayonnement de 360 kev, la couche de demi-atténuation est de 6,3 cm. Pour une thyroïde normale, nous sommes à peu près dans le cas où les dimensions sont de l'ordre de $1/3$ CDA,

et la perte de rayonnement est donc approximativement de l'ordre de 10 %.

En fait, cette autoabsorption ne présente que peu d'inconvénients, dans la mesure où la source standard, utilisée pour le fantôme, présente un volume comparable à celui de la thyroïde.

Ce phénomène pourrait prendre de l'importance pour un opérateur utilisant une source standard de trop faibles dimensions.

Les tissus présents en avant de la thyroïde peuvent également entraîner une atténuation du rayonnement; celle-ci, difficile à chiffrer du fait des variations individuelles, est de l'ordre de quelques %.

Ici encore, elle sera corrigée par un fantôme dans lequel la source standard se trouvera à une certaine profondeur.

32/ La formule utilisée

Les formules utilisées pour le calcul du taux de fixation thyroïdienne sont très nombreuses, selon que l'on utilise ou non un système de filtres et que l'on tient compte ou non du mouvement propre.

Après avoir étudié un grand nombre de formules, M. BRUCER, qui utilise un filtre A pour atténuer le rayonnement diffusé et un cache thyroïdien B, retient comme étant la plus satisfaisante la formule:

$$\text{Taux de fixation} = \frac{P_A - P_{AB}}{S_A - S_{AB}}$$

(P correspondant aux mesures au niveau du cou, et S à celles effectuées sur le fantôme).

La seule utilisation d'un filtre B, qui donne des taux de fixation trop élevés, semble rendre cette formule quelque peu inexacte.

Finalement, nous utilisons comme expression du taux de fixation:

$$\text{Taux de fixation} = \frac{\text{Activité cervicale} - K. \text{Activité cuisse}}{\text{Activité fantôme} - \text{Mouvement propre}}$$

Le mouvement propre n'est pas retranché au numérateur, car les coefficients k sont calculés pour une mesure globale de l'activité enregistrée au niveau de la cuisse.

D'ailleurs, chez notre sujet à thyroïde bloquée, nous avons observé qu'aux première et deuxième heure, ces

coefficients k étaient voisins de 2,5, ce qui était proche des valeurs habituelles; et cela sans retrancher de la mesure faite au niveau de la cuisse le mouvement propre qui était pourtant de l'ordre de grandeur de l'activité nette existant au niveau de la cuisse.

En conclusion : Une distance de mesure de 40 à 45 cm nous paraît satisfaisante. Un système optique, ou tout autre système permettant d'obtenir une précision équivalente, nous semble convenir pour mesurer celle-ci.

Pour un opérateur utilisant un bon fantôme, ou mieux encore un jeu de plusieurs fantômes, les phénomènes d'absorption dans les tissus organiques et d'autoabsorption au niveau de la thyroïde peuvent être négligés. Il n'en serait pas de même pour un opérateur utilisant une source standard de faibles dimensions.

La formule pour le calcul du taux de fixation que nous utilisons est simple; elle sera susceptible de varier avec l'emploi d'un système de filtres.

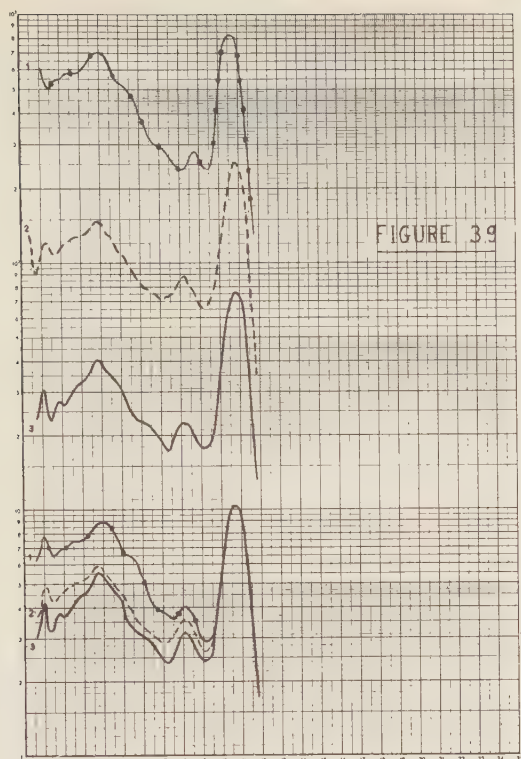


FIGURE 39

FIG. 39 - LES VARIATIONS DES SPECTRES DU COU
 --- COURBES 1 et 2 : SPECTRES DE MALADES
 — COURBE 3 : SPECTRE LE PLUS FRÉQUENT
 SPECTRES SUPERPOSÉS MONTRANT LES DIFFÉRENCES

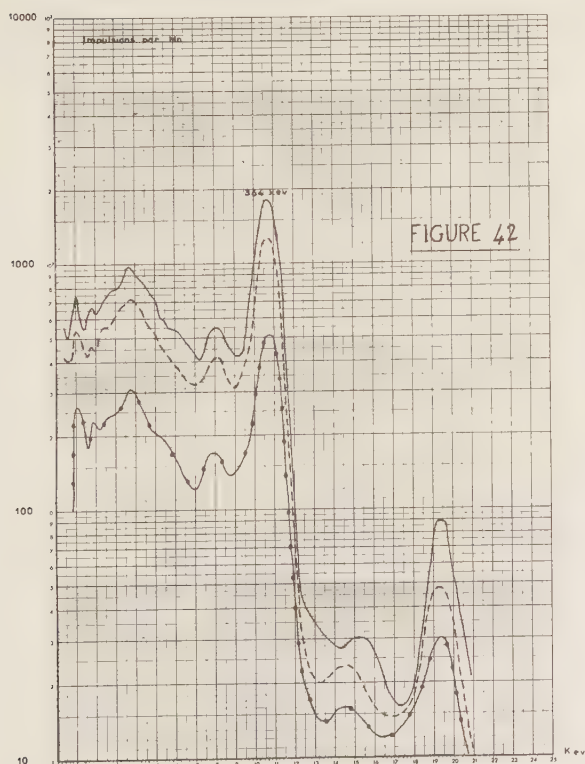


FIGURE 42

FIG. 42 - SPECTRES DU COU D'UN SUJET
 NORMAL (7.5 μ C D'I 131)
 —•— A LA 1^{ère} HEURE
 --- A LA 2^{ème} HEURE
 — A LA 3^{ème} HEURE

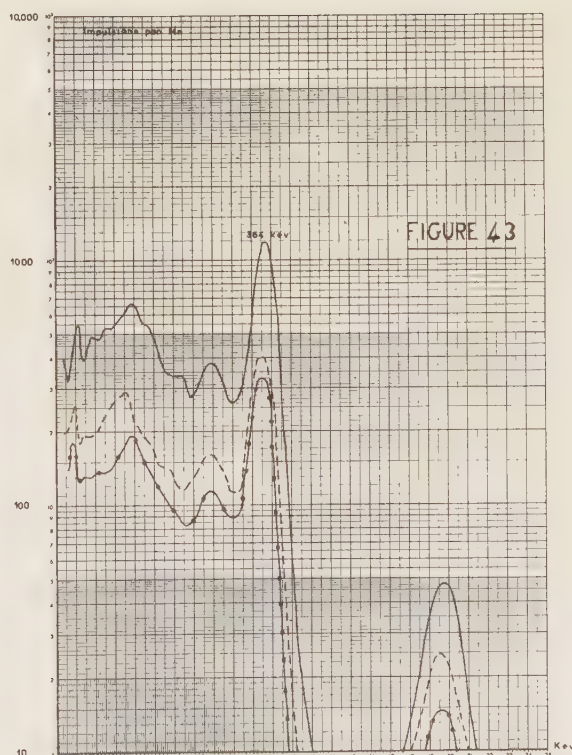


FIGURE 43

FIG. 43 - SPECTRES OBTENUS AU NIVEAU
 DU COU D'UN SUJET NORMAL (10 μ C I 131)
 —•— A LA 1^{ère} HEURE
 --- A LA 2^{ème} HEURE
 — A LA 3^{ème} HEURE

82) LA PRATIQUE DE LA SPECTROMETRIE

L'enregistrement de la totalité du spectre au niveau du cou d'un malade est certainement intéressant sur le plan expérimental, mais devient irréalisable pour les tests d'exploration courants.

Pour définir une méthode pratique de travail en spectrométrie, il faut:

- d'une part préciser quelle fenêtre utiliser, c'est à dire dans quelle région du spectre devront être comptées les impulsions par un spectromètre monocanal,

- préciser également d'autre part quelle sera la dose à administrer pour obtenir une précision donnée sur la mesure; cela sera possible en tenant compte du mouvement propre et du temps de mesure nécessaire.

Nous avons, à cet effet, procédé à un certain nombre de mesures (une dizaine) chez des malades venus au laboratoire.

Nous avons également enregistré les spectres obtenus au niveau du cou et de la cuisse, chez des sujets volontaires auxquels furent administrés 7,5 ou 10 microcuries d'iode 131. (Les figures 40 et 41 montrent notre installation).

1/ La région du spectre à explorer pour l'iode 131

Nous nous placerons pour cette mesure au pic principal de l'iode 131, dont l'énergie est de 364 kev.

Nous avons vu que la région du spectre à explorer ($dE = 1,7. \eta . E$), pour étudier tout le pic, était une bande de 66 kev, ce qui, vu l'étalonnage de notre spectromètre où 1 canal = 6 kev, correspond à une largeur de 11 canaux.

La première question qui se posait était de savoir si, pour des mesures précoces, vue la faible activité mesurée au niveau du cou en regard de l'activité plus importante du reste de l'organisme, il ne se produisait pas de distorsion du spectre.

Les figures 42 et 43, représentant les spectres obtenus aux première, deuxième et troisième heures chez deux sujets volontaires, montrent que ces courbes sont pratiquement identiques.

La deuxième question, la plus intéressante, est de déterminer dans quelle région du spectre le rapport: Activité nette au niveau du cou / Mouvement propre était le plus grand possible, tout en englobant le pic de 364 kev.

Nous avons donc déterminé ce rapport pour différentes tranches du spectre, d'une largeur minima de 11 canaux.

Parmi les différentes bandes examinées, nous avons retenu et indiqué dans le tableau ci-dessous les trois plus favorables: 53^e - 65^e canal, 53^e - 64^e canal et 54^e - 65^e canal.

Nous avons indiqué quelques rapports A/MP (activité au cou/mouvement propre) obtenus :

	<u>A/MP</u> (53 - 65)	<u>A/MP</u> (53-64)	<u>A/MP</u> (54 - 65)
<u>Sujets normaux</u>			
Mr. B... (1 ^{ère} heure)	4,21	4,23	4,1
" (6 ^{ème} h)	12,4	12,6	12,5
Mme F... (1 ^{ère} h)	5,78	5,87	5,82
" (6 ^{ème} h)	20,8	20,9	20,8
Mr. A... (1 ^{ère} h)	5,39	5,44	5,42
" (6 ^{ème} h)	17,38	17,55	17,48
Mr. S... (1 ^{ère} h)	5,01	5,05	5,03
<u>Malades explorés</u>			
Mme E... (6 ^{ème} h)	21,85	22,45	22,65
Mme L... (2 ^{ème} h)	8,94	9,08	9,07
" (6 ^{ème} h)	18,85	19,41	19,40
Mme C... (6 ^{ème} h)	20,49	21,00	20,91

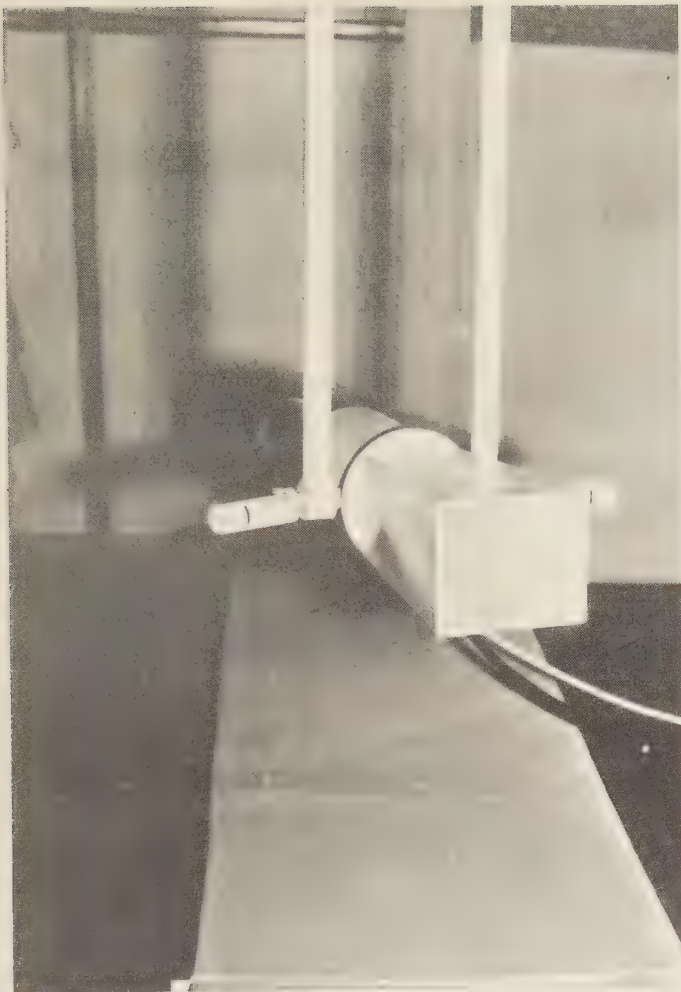


FIGURE 42 : Notre détecteur à
cristal de deux
pouces dans son blindage, avec
son collimateur et le système
optique de mesure de la distance.



FIGURE 43 : Notre installation
de mesure en
spectrométrie.

A gauche, le spectromètre RCL
à 128 canaux.

Précisons que, pour que le mouvement propre utilisé ne soit pas suspect de variations trop importantes, nous avons utilisé la mesure que nous en avons faite pendant 210 minutes, et que nous avons calculé le mouvement propre correspondant au temps de la mesure, 4,92 minutes.

Les chiffres obtenus ci-dessus montrent que la région du spectre où le rapport A/MP est le plus élevé est une bande s'étendant de 53ème au 64ème canal, sur une largeur de 12 canaux, c'est à dire de 327,6 à 388,2 kev.

Les seuils inférieur et supérieur d'un spectromètre monocanal travaillant dans les mêmes conditions que celles de notre mesure seraient 325 et 390 kev.

2/ Dose à administrer - Temps de mesure - Précision obtenue

Ces trois données sont étroitement liées.

Nous avons déjà dit que le mouvement propre d'un ensemble de comptage conditionnait la précision que l'on pouvait espérer sur la mesure, précision qui pouvait d'ailleurs être améliorée en augmentant le temps de comptage.

A ce propos, le temps de comptage que nous avons utilisé, parmi les possibilités de temps prédéterminés offertes par notre appareil, était de 4,92 minutes.

D'une façon plus générale, un temps de mesure de 5 minutes semble un temps maximum pour la pratique courante.

Nous avons utilisé les résultats obtenus chez les sujets normaux que nous avons testés, en utilisant le diagramme de la figure 15 représentatif de la précision obtenue en fonction du nombre total d'impulsions enregistrées et du nombre d'impulsions dues au mouvement propre qui ont été comptées.

1er cas : Mr. B...; 10 μ c d'I 131 administrées;
taux de fixation = 23 % à la 6ème heure

Le nombre d'impulsions total obtenu à la 2ème heure (instant où le nombre de coups/mn est le plus faible et la précision moindre) est de 600 coups/mn.

Mouvement propre = 130 coups/mn

On obtient une précision de 2,5 % sur la mesure, en comptant un minimum de 3.200 impulsions au total, ce qui correspond à un temps de mesure de 5' 20".

(lecture faite sur le diagramme en considérant que le rapport
Nombre total d'impulsions/mn / Nombre d'impulsions dues au
mouvement propre/mn = $600/130 = 4,6$)

Au niveau de la cuisse, le nombre total d'impulsions enregistrées est de 341 coups/mn, ce qui permet une précision de 5 % pour une mesure de 5 minutes.

2ème cas : Mr. A...; 10 μ c administrées;

taux de fixation = 42 % à la 6ème h

Nombre total d'impulsions à la 2ème heure = 710 coups/mn
M.P. = 130 coups/mn ($710/130 = 5,45$)

On obtiendra une précision de 2,5 % pour un temps de mesure de 5' 04".

Au niveau de la cuisse, on dénombre au total 250 coups/mn, ce qui permet d'obtenir une précision de 7,1 % pour un temps de mesure identique.

3ème cas : Mme F... ; 7,5 μ c administrées;

taux de fixation = 54 % à la 6ème h

Nombre total d'impulsions à la 2ème heure = 1.975 coups/mn
M.P. = 130 coups/mn ($1.675/130 = 12,9$)

On obtiendra une précision de 1,3 % pour un temps de mesure de 5' 03".

Au niveau de la cuisse, on compte 230 coups/mn, ce qui donne une précision de 9,2 % pour un même temps de mesure.

4ème cas : Mr. S... : 7,5 μ c administrées;

taux de fixation = 39 % à la 6ème h

Nombre total d'impulsions à la 2ème heure : 680 coups/mn
M.P. = 130 coups/mn ($680/130 = 5,2$)

Une précision de 2,6 % pourra être obtenue pour un temps de mesure de 5' 05".

Au niveau de la cuisse, on compte 240 coups/mn, ce qui donne une précision de 8,1 %

Il est évident que, puisque la précision obtenue est fonction du nombre d'impulsions comptées au niveau de la thyroïde par rapport au mouvement propre, cette précision variera selon que le sujet fixera plus ou moins au niveau de sa thyroïde, en administrant toujours la même dose.

Ainsi, pour les quatre cas considérés, nous avons vu que la précision obtenue pouvait aussi bien être de 1,3 % avec 7,5 μ c que de 2,5 % avec 10 μ c.

En conséquence, si l'on désire obtenir une précision d'environ 2 % avec des doses faibles, il semble bien qu'une dose de 10 à 15 μ c soit nécessaire pour des sujets suspects de fixation basse, alors qu'on pourra se contenter de 5 à 10 μ c pour des sujets présentant probablement une fixation élevée ou normale.

Bien évidemment, il sera possible de n'administrer que 5 μ c à n'importe quel malade, pour une précision égale, à condition d'augmenter le temps de mesure; mais celui-ci peut alors atteindre 15 à 20 minutes.

Si l'on conserve un temps de mesure plus bref, l'administration de doses trop faibles ne permettra d'obtenir que des précisions de l'ordre de 4 à 5 %, qui pourront toutefois sembler suffisantes à un certain nombre d'opérateurs.

En ce qui concerne la mesure au niveau de la cuisse, la précision à attendre pour de faibles doses est de 7 à 9 %, comme nous l'avons vu; pour des doses plus élevées, de 30 à 50 μ c, elle est de 2 %.

Une précision de 8 % environ ne sera pas ici rédhibitoire; elle aura en effet relativement peu d'influence sur l'incertitude relative sur la mesure globale, car, pour une mesure de la deuxième heure, le taux de comptage à ce niveau ne dépasse pas le plus souvent 10 % du taux de comptage au niveau du cou.

En conclusion : Nous avons adopté pour nos mesures en spectrométrie une "fenêtre" de 75 kev, située au pic principal de l'iode 131, et qui s'étend de 325 à 390 kev;

nous sommes ainsi dans les conditions les plus favorables à la précision de notre mesure.

Ces conditions sont susceptibles d'être modifiées pour une installation au mouvement propre différent. Une démarche analogue à celle que nous avons adoptée permettra alors de déterminer les conditions de mesure les plus favorables.

La dose à administrer est également variable suivant l'installation; elle dépend de l'efficacité, du mouvement propre et de la précision que l'on juge finalement nécessaire d'obtenir.

Elle pourra varier de 5 à 15 microcuries, cette dernière valeur étant sans doute à réserver aux sujets suspects de fixation basse.

Chapitre III

LES FACTEURS CRITIQUES DE LA MESURE DE LA FIXATION THYROIDIENNE DE L'IODE RADIOACTIF CALCUL DE LA PRECISION DE LA MESURE

12) Importance respective des différentes causes d'erreur

De l'étude que nous venons de faire, nous pouvons essayer de dégager quels sont les facteurs qui ont l'influence la plus marquée sur la précision de la mesure.

1. L'influence du détecteur est variable.

Son efficacité interviendra pour augmenter le nombre d'impulsions enregistrées pour une même dose administrée; les dimensions choisies pour le cristal constitueront un élément important.

L'installation doit avoir une stabilité suffisamment bonne pour qu'une erreur ne soit pas introduite de ce fait.

La spectrométrie permet de ne compter que les impulsions appartenant à une partie donnée du spectre, partie pratiquement non perturbée par le rayonnement diffusé.

En définitive, pour une installation satisfaisante, et pour des doses moyennes, supérieures à 20 μ c par exemple, l'erreur commise ne doit être que de l'ordre des variations statistiques, $\sqrt{N}$, c'est à dire le plus souvent 0,5 %.
Pour des doses plus faibles, elle est d'environ 2 %.

2. Un collimateur satisfaisant, avec un champ uniforme,

ne doit pas apporter d'erreur appréciable; celle-ci sera au maximum de 1 à 2 % pour des goitres très importants, du fait de la diminution du taux de comptage à la périphérie qui n'est alors plus suffisamment corrigée par le fantôme habituel.

Un fantôme spécial, réservé à ces gros goitres, permettrait de supprimer complètement cette erreur.

3. En ce qui concerne la correction de l'activité cervicale extra-thyroïdienne, nous avons vu que la correction "cuisse" était la méthode comparativement la plus satisfaisante; l'erreur faite sur sa mesure varie de 2 à 9 %, selon la dose utilisée.

4. En arrivant à la question du fantôme, nous touchons sans doute au point le plus important.

Un fantôme satisfaisant ne doit pas introduire d'erreur sensible sur la mesure, et permettra au contraire de réduire les erreurs dues à d'autres facteurs.

Un jeu de trois fantômes, par exemple, permettrait d'obtenir, dans les meilleures conditions possibles, des conditions physiques identiques à celles existant au niveau du cou du sujet.

La spectrométrie permet aussi de réduire les erreurs dues aux éventuelles imperfections du fantôme.

Pour un fantôme médiocre, où les conditions de rayonnement diffusé sont mal reproduites, des erreurs de l'ordre de 10 à 15 % pourraient alors être facilement commises.

Il est encore important que ce fantôme soit satisfaisant pour que les phénomènes d'absorption et d'autoabsorption, qui se produisent dans le cou du patient, puissent ne pas intervenir dans la mesure.

5. L'erreur faite sur la distance doit être telle que l'erreur possible sur la mesure ne dépasse pas 1 %. Un système optique par exemple permettra de réaliser cette condition.

6. Enfin, avec les capsules qui nous sont délivrées, pour l'exploration thyroïdienne des malades, nous tenons une source d'erreur très importante. Ces capsules possèdent une activité qui n'est garantie qu'à $\pm 5 \%$. Or, nous savons qu'il est extrêmement difficile de pouvoir, dans un laboratoire de physique médicale courant, apprécier l'activité des capsules qui sont fournies, avec une précision supérieure.

L'erreur provient alors de ce que le fantôme est réalisée par dissolution d'une capsule différente de celle ingérée par le malade.

Il ne s'agit pas là sans doute d'une erreur commise dans la méthode de mesure proprement dite, mais, cette satisfaction morale mise à part, cette erreur entre bien en ligne de compte pour la détermination de la précision que l'on peut espérer de la mesure de la fixation thyroïdienne du radioiode, en pratique courante.

Le seul moyen de pallier à cet inconvénient serait, nous l'avons vu, d'utiliser, à la place des capsules, une solution; le fantôme étant réalisé avec un volume de cette solution identique à celui ingéré par les malades, cette erreur serait supprimée.

Le retour à l'utilisation d'une solution peut être envisagé dans des cas où l'on désire obtenir la meilleure précision possible.

7. Il est à noter enfin que si une installation de spectrométrie n'est pas indispensable pour obtenir une excellente précision, elle permet souvent de se placer dans les conditions les plus favorables, et rend moins nécessaire une correction parfaite de toutes les erreurs. Elle permet ainsi de se passer de préfiltration et de se contenter d'un fantôme moins rigoureusement parfait que celui qui est indispensable sans spectrométrie.

Pour conclure sur l'importance respective de ces différents facteurs, c'est certainement le fantôme qui détient la première place. S'il est tout à fait réalisable de veiller à ce que le fantôme utilisé soit satisfaisant, l'absence de cette vérification peut entraîner des erreurs supérieures à 10 %.

La deuxième cause d'erreur importante réside dans l'erreur relative sur la dose administrée, lorsque des capsules sont utilisées.

Toutes les autres erreurs possibles sont de l'ordre de 1 à 2 % et évitables à des degrés divers.

22) Quelle précision peut-on attendre de la mesure ?

A la lumière de ce que nous venons de dire, l'erreur absolue sur la mesure va être la somme de:

- l'erreur absolue sur le comptage de l'activité cervicale provenant de l'erreur sur la mesure de la distance :

$$\text{pour } D = 40 \text{ cm, elle est de : } \left[\frac{(40,2)^2}{(40)^2} - 1 \right] \times N$$

$$= \underline{N / 100}$$

- l'erreur absolue due à l'erreur sur le comptage, que cette erreur soit de l'ordre des fluctuations statistiques ($\sqrt{N}$) pour des doses pas trop faibles, ou qu'elle atteigne 2 % dans les autres cas; habituellement $\sqrt{N} / N \neq 0,5 \%$: 0,5N/100

- l'erreur absolue sur la dose administrée: 5N/100

- l'erreur absolue due aux variations individuelles des sujets (modifications de la morphologie et du volume du cou et de la thyroïde, entre autres facteurs). Cette erreur ne doit pas dépasser 1 % dans de bonnes conditions : N/100.

- l'erreur absolue faite au niveau de la cuisse: 2 % soit $2n/100$ pour les doses moyennes et 8 % soit $8n/100$ pour les doses faibles. Ce qui, si $n = N/10$ environ à la 2ème heure, équivaut dans les deux cas à 0,2N/100 et 0,8N/100.

En définitive, l'erreur absolue sur N pour les doses moyennes sera :

$$dN = \frac{N}{100} + \frac{0,5 N}{100} + \frac{N}{100} + \frac{5N}{100} + \frac{0,2 N}{100}$$

$$\text{soit } dN = \frac{7,7 N}{100} ;$$

$$\text{l'incertitude relative sera : } \frac{dN}{N} = \underline{7,7 \%}$$

Pour des doses faibles :

$$dN = \frac{N}{100} + \frac{2 N}{100} + \frac{N}{100} + \frac{5 N}{100} + \frac{0,8 N}{100}$$

soit $dN = \frac{2,8 N}{100}$

et l'incertitude relative sera: $\frac{dN}{N} = \underline{2,8 \%}$

En utilisant une solution liquide, au lieu de capsules, ces incertitudes relatives sont respectivement: 2,7 et 4,8 %.

En conclusion : Notre installation étant ce qu'elle est, la précision sur la mesure n'est pas la même selon que l'on utilisera des doses moyennes ou faibles.

Pour des doses moyennes, supérieures à 20 microcuries, la précision obtenue lors de la réalisation de la mesure, en corrigeant, autant que faire se peut, toutes les causes d'erreur, est de 2,7 %; l'incertitude sur la dose abaisse à 7,7 % la précision sur le taux de fixation.

Pour des doses faibles, la précision sur la réalisation de la mesure et la précision globale sur le taux de fixation sont respectivement 4,8 et 9,8 %.

C O N C L U S I O N S

La mesure de la fixation thyroïdienne de l'iode radioactif est une méthode d'exploration maintenant classique; la technique et l'appareillage à utiliser demandent néanmoins à être bien définis, si l'on veut que cet examen apporte des résultats suffisamment précis pour que la réponse faite au clinicien soit aussi nette que possible.

En effet, la recherche d'une précision maxima, et non pas seulement d'une précision suffisante en première apparence, est rendue nécessaire par l'existence de cas incertains aux frontières des trois groupes d'hypo, d'eu et d'hyperthyroïdiens. Toute erreur supplémentaire sur la mesure aura pour effet d'augmenter très notablement le nombre des cas douteux.

Nous avons étudié les différentes phases de la technique et les différents éléments de l'appareillage.

Le choix du détecteur se portera sur un compteur à scintillation comprenant un cristal de deux pouces, si possible relié à un spectromètre, qui permettra de mesurer le rayonnement direct à l'exclusion du rayonnement diffusé. La précision sur la mesure sera conditionnée par la stabilité de l'installation, l'efficacité de l'ensemble de comptage et surtout l'importance du mouvement propre. Du rapport de l'activité mesurée au niveau du cou sur le mouvement propre dépend directement la précision obtenue pour un temps de mesure donné.

Si le blindage doit être suffisant, la mesure en spectrométrie, en se plaçant dans une "fenêtre" au pic de 364 kev de l'iode 131, permet de considérer un blindage de

2 cm de plomb comme tout à fait satisfaisant.

Pour l'iode 132, l'épaisseur de plomb nécessaire est de 6 cm.

En l'absence de diaphragme placé devant le cou du sujet, le collimateur doit être réalisé avec beaucoup de soin, de sorte que la mesure d'une source à l'intérieur du champ de vision soit la plus constante possible, et que la zone de pénombre soit très réduite.

En opérant à 40 cm, nous avons adopté, pour définir un champ de 15 x 12 cm, un collimateur de 30 cm de long, blindé sur ses quatre faces, de manière à ce que tout photon, provenant d'un point situé hors du champ, atteigne le cristal après avoir traversé un blindage minimum de 2 cm de plomb.

Le rayonnement secondaire, produit au niveau du cou, peut être réduit de moitié, avec une diminution de l'efficacité au pic principal de l'iode de 20 %, par un filtre de plomb de 1 mm; cette filtration sera inutile en spectrométrie.

L'utilisation d'un épais cache thyroïdien de plomb a été proposé pour la correction de l'activité extra-thyroïdienne. On mesure alors l'activité des régions non masquées par l'écran. Les taux de fixation ainsi obtenus sont trop élevés, surtout pour les fixations basses.

Une autre méthode consiste à retrancher de l'activité cervicale mesurée l'activité mesurée au niveau de la cuisse, multipliée par les coefficients 2,5 à la 2ème heure et 2 à partir de la 6ème heure.

Le spectre enregistré au niveau de la cuisse ne différant de celui du cou que par la plus grande importance du rayonnement diffusé, le principe de la méthode est valable.

En spectrométrie, il convient de définir de nouveaux coefficients qui seront plus élevés que les précédents.

L'isotope employé sera choisi en fonction de sa période, de l'importance de l'énergie de son rayonnement gamma, de sa commodité d'administration et de la dose totale délivrée au patient. Mis à part le cas des enfants, les cas de mesure après I 131 thérapeutique et les cas où sont nécessaires des

mesures répétées, l'iode ^{131}I peut continuer à être utilisé à doses aussi faibles que possible.

La réalisation d'un fantôme du cou demande une source standard de volume voisin de celui de la thyroïde et un milieu diffusant tel que le spectre de ce fantôme soit très comparable au spectre enregistré le plus souvent chez des sujets normaux. Cette identité doit être recherchée avec beaucoup de soin.

Un jeu de plusieurs fantômes, trois par exemple, peut être utilisé pour se rapprocher des conditions présentées par un cou normal, un goitre important et un cou d'enfant.

Une distance cristal-cou de 40 à 45 cm réalise un compromis entre l'importance des variations de comptage produites par les erreurs dans la mesure d'une distance trop courte et l'augmentation de la dose nécessitée par une distance trop grande; un système optique conviendra pour que l'erreur sur la mesure de la distance soit telle que l'erreur sur le comptage ne dépasse pas 1 %.

Absorption au niveau du cou et autoabsorption seront négligeables avec un bon fantôme.

Avec l'appareillage ainsi défini, nous avons pu pratiquer des mesures en spectrométrie chez des sujets normaux volontaires ainsi que chez des malades.

La portion du spectre de l' ^{131}I à explorer, pour avoir un rapport taux de comptage sur mouvement propre le plus grand possible, est une bande d'énergie s'étendant de 325 à 390 kev. Pour un temps de mesure de 5 minutes et une précision sur la mesure d'environ 2 %, la dose à utiliser variera de 5 à 15 μc , selon que la fixation du sujet risque d'être élevée ou faible.

De ces différents facteurs susceptibles d'avoir une influence sur la précision de la mesure, l'incertitude à $\pm 5\%$ sur la dose administrée est le plus important; elle pourra être corrigée par l'emploi d'une solution à la place de capsules. Ce sera le fantôme qui risquera ensuite d'introduire l'erreur la plus importante; aussi devra-t-il être réalisé avec un soin tout particulier.

Dans nos conditions de mesure, en essayant de réduire au maximum ces différentes causes d'erreur, en travaillant en spectrométrie, la précision sur le comptage lui-même varie de 2,7 à 4,8 % selon l'importance de la dose, et celle sur le taux de fixation sera de 7,7 à 9,8 %, compte tenu de la précision avec laquelle la dose administrée est connue.

BIBLIOGRAPHIE

1. BERGER M., GUINET P. et MORET R. : L'apport des techniques au radioiode dans l'étude physio-pathologique du goitre du jeune - Sem. Hôp. Paris, 29 pp 1507 - 1516 (1953)
2. BERGER M. et GUINET P. : Exploration du métabolisme de l'iode chez les sujets atteints de goitre simple - Path. et Biol. - 7 : 11 - 12 pp 1279 - 1295 (1959)
3. BIZOLLON C.A. : Application de la Spectrométrie gamma à l'analyse qualitative et quantitative de traces de radioéléments dissous dans l'eau - Thèse Pharm. LYON (1963)
4. BLANC D. : Détecteur de particules - Compteurs et Scintillateurs (Masson, Paris 1959)
5. BRUCER M. et coll. : Thyroid radioiodine uptake measurements. A standard system for universal intercalibration - Report of the medical division Oak Ridge Institute of Nuclear Studies - ORINS 19 (1959)
6. BUTCHANAN T.J., TULLOCH B.S. and ABOUL - KHAIR S.A. : Thyroid uptake measurements with I 132 following I 131 therapy. - Phys. Méd. Biol. ; Vol. 8 4, pp 399 - 406 (1963)
7. Calibration and Standardization of thyroid radioiodine uptake measurements - Recommendations drawn up at a Consultants' Meeting convened by the International Atomic Energy Agency - Act. Radiol. Vol. 58, pp 233 - 240

8. CANALE F. : Contribution à l'étude de l'exploration thyroïdienne par la clearance de l'iode 131 - Thèse Montpellier (1960)
9. CROUTHAMEL C.E. : Applied gamma-ray Spectrometry - (Pergamon Press. Ed. - Londres 1960)
10. DENYS and al. : L'exploration fonctionnelle de la thyroïde - 18ème Congr. Ass. Pédiatres Langue Française - Genève 1961
Vol. 1 pp 44 - 88 (Karger, Bâle/
New - York 1961)
11. DREYFUS G., ZARA M., AMBROSINO G. et Melle GALI :
Appréciation de l'état fonctionnel thyroïdien par la courbe de fixation de l'iode 131
(Etude de 1.000 cas) - Sem. Hôp. Paris 30, pp 3552 - 3560 (1954)
12. DUTREIX J. et BURAGGI G.L. : Correction pour l'activité cervicale dans la mesure de la fixation thyroïdienne (Utilisation d'un mélange isotopique I 131 + Br 82)
Act. Radiol. - Vol. 58 pp 65 - 78 (1961)
13. FAUVERT R. et LOVERDO A. : Etude statistique et critique de l'exploration thyroïdienne par l'iode radioactif - Sem. Hôp. Paris 30 pp 4223 - 4235 (1954)
14. FRANCIS J.E. and BELL P.R. : Spectromètre médical à scintillation - Actes Conf. Int. Gen. Utilis. Pacif. Energ. Atom. Vol. XIV
pp 661 - 667 (1955)
15. FRISCH O.R. : The Nuclear Handbook
(Georges Newnes Ed. - Londres 1958)
16. MALNAN K.E. and POCHIN E.E. : Applications of I 132 to measurements of day-to-day changes in human thyroid function - Proc. Sec. Int. Conf. Geneva - Vol. 26 - pp 49 - 55 (1958)

17. HINE G.J. and BROWNELL G.L. : Radiation Dosimetry
(Academic Press publ. / New - York 1956)
18. HINE G.J., BURROWS B.A. and ROSS J.F. : Thyroid uptake
measurements - Nucleonics - Vol. 15 , 1,
pp 54 - 57 (1957)
19. JALLUT O. : L'examen de la fonction thyroïdienne au
radioiode - Helv. Med. Acta - 28 pp 217 - 250
(1961)
20. JOYET G. : La tagente initiale à la courbe de fixation
thyroïdienne - Mise au point de la méthode à
deux compteurs - Ann. Radiol. 7(3 - 4)
pp 149 - 179 (1964)
21. JOYET G. : Dynamique de l'iode radioactif dans les
fonctions thyroïdiennes normales et pathologiques -
Actes Conf. Int. Genève - pp 325 - 331 (1955)
22. KAPPS R. : Application de l'iode ¹³¹I à l'étude du fonc-
tionnement thyroïdien chez l'enfant normal et
pathologique - Thèse Méd. Strasbourg (1957)
23. METHLIN G. : Etude du dispositif et des conditions de
mesure de la radioactivité thyroïdienne avec un
compteur à scintillation - Thèse Méd.
Strasbourg (1958)
24. MORET R. : Mesure globale de la fixation du radioiode
par le corps thyroïde - J. Radiol. Electrol.
33 pp 66 - 68 (1952)
25. OAK RIDGE INSTITUTE OF NUCLEAR STUDIES - Course Oak Ridge :
Radioisotopes in Medicine (1953)
26. ODDIE Th. and al. : Radioiodide space in human subjects
without edema - J. Clin. Endocrin. Vol. 24, 1,
pp 54 - 59 (1964)

27. ODDIE Th., THOMAS I.D. and RUNDLE F.F. : Diagnostic limits for thyroidal radioiodine uptake rates - J. Endocrin. Metab. 20, pp 389 - 400 (1960)
28. PEREZ R. : Iode radioactif et exploration thyroïdienne - Gaz. Méd. France - 71 pp 2503 - 2518 (1964)
29. PONS J.C. : Quelques considérations sur l'emploi de l'iode ¹³¹I dans le diagnostic et le traitement des affections thyroïdiennes - Thèse Méd. Clermont - Ferrand (1961)
30. RICHARD P. and al. : Daily variations in the thyroidal uptake of I ¹³¹ in human subjects - J. Clin. Endocrin. 19, pp 632 - 637 (1959)
31. SHARPE J. et TAYLOR D. : Mesure et Détection des rayonnements nucléaires (Dunod, Paris 1958)
32. STROHL A. et BERGER M. : Les isotopes radioactifs en Biologie (Masson, Paris 1946)
33. SWYNGEDAUF J. and al. : Test à l'iode ¹³¹I par un diagramme triple exprimant l'évolution des radioactivités thyroïdienne, extra-thyroïdienne et urinaire - J. Radiol. - 43, pp 806 - 816 (1962)
34. TUBIANA M. et coll. : De 3.000 tests d'exploration fonctionnelle de la thyroïde par l'iode radioactif - Presse Méd. 66, p 64 (1958)
35. TUBIANA M. : L'iode radioactif et la thyroïde - Rev. Praticien - VIII, 23 - pp 2683 - 2699 (1958)
36. TUBIANA M., DUTREIX J, DUTREIX A. et JOCKEY P. : Bases physiques de la Radiothérapie et de la Radiobiologie - (Masson, Paris 1963)

37. TUBIANA M. et RAVAUD : L'examen de la fonction thyroïdienne au radioiode - Ann. Endocrin. 17, pp 175 - 191 (1956)
38. TUBIANA M. et SUNG S.S. : Exploration fonctionnelle de la thyroïde par l'iode radioactif - Sem. Hôp. Paris. 27, 4, pp 3276 - 3286 (1951)
39. TUBIANA M., VALLEE G. et DUTREIX J. : Utilisation de l'iode 132 pour l'exploration fonctionnelle de la thyroïde - Colloque de Biophysique - Journées Méd. Bordeaux - pp 169 - 183 (1958)
40. TUBIANA M. et VALLEE G. : Etude de l'exploration thyroïdienne chez l'enfant par l'iode radioactif - Symp. Explor. fonction. glande thyr. - Path. et Biol. Vol. 7, (11 - 12) pp 1259 - 1277 (1959)
41. TRIANTAPHYLIDIS, TUBIANA, AMBROSINO et MUZARD : Iode radioactif et hétérogénéité thyroïdienne - J. Physiol. - 49, pp 404 - 408 (1957)

TABLE DES MATIERES

-	<u>INTRODUCTION</u>	<u>Pages</u>
.	Historique	1
.	Rappel sommaire du principe du test de la fixation thyroïdienne de l'iode radioactif	2
.	L'importance d'une mesure précise	3
-	<u>CHAPITRE I : LES CAUSES DES ERREURS</u>	
A -	<u>Les Conditions Expérimentales</u>	9
1.	Anatomiques	9
2.	Physiologiques	10
3.	Physiques	13
B -	<u>Les deux sortes d'erreurs de mesure</u>	18
-	<u>CHAPITRE II : CARACTERISTIQUES GÉNÉRALES</u>	
1 ²)	<u>Les Détecteurs:</u>	20
A -	Les différents détecteurs	20
.	Compteurs Geiger-Müller	20
.	Compteurs à scintillation	21
.	Spectrométrie gamma	24
B -	Etude pratique	29
2 ²)	<u>Le Blindage du Détecteur :</u>	37
-	Les blindages utilisés par les auteurs	37
-	Etude pratique	38
1.	Blindage de l' I 131	38
2.	Blindage de l' I 132	40

	<u>Pages</u>
3 ^e) <u>La Collimation</u>	42
1. Les dimensions du champ de vision	42
2. Recherche d'un champ "uniforme".....	44
- données du problème	45
- étude pratique.....	46
3. Le problème de la pénombre.....	48
- données du problème	49
- étude pratique	50
4 ^e) <u>L'Utilisation de Filtres</u> :	53
A - Filtration et Atténuation du rayonnement diffusé:	53
- position du problème; les filtres utilisés par les auteurs.....	54
- étude pratique	55
B - La Correction de l'Activité Cervicale Extra- Thyroïdienne: Cache thyroïdien ou " correction cuisse" ?	58
- position du problème	59
- étude pratique	61
5 ^e) <u>Le choix d'un isotope - Mode d'adminis- tration et Dose à administrer</u>	66
1. Le choix d'un isotope.....	66
2. Mode d'administration.....	68
3. Dose à administrer	69
6 ^e) <u>Le Problème du Fantôme Témoin</u>	71
1. La nécessité d'un fantôme	71
2. Les conditions physiques	71
3. Les divers fantômes utilisés.....	72
4. Etude pratique	73

	<u>Pages</u>
7 ^a) <u>La Distance Cristal - Cou -</u> <u>Absorption et Autoabsorption -</u> <u>La formule à utiliser</u>	78
1. La distance de mesure.....	78
2. Absorption et autoabsorption	82
3. La formule utilisée.....	83
8 ^a) <u>La Pratique de la Spectrométrie</u>	85
1. La région du spectre de l' I 131 à explorer (Etude pratique)	85
2. Dose à administrer - Temps de mesure Précision obtenue (Etude pratique)	87
 <u>- CHAPITRE III : LES FACTEURS CRITIQUES DE</u> <u>LA MESURE DE LA FIXATION</u> <u>THYROIDIENNE DE L'IODE RADIOACTIF.</u> <u>CALCUL DE LA PRECISION SUR LA MESURE.</u>	
1 ^a) <u>Importance respective des différentes</u> <u>causes d'erreur.</u>	91
2 ^a) <u>Précision à attendre de la mesure.</u>	94
 <u>CONCLUSIONS</u>	96
 <u>BIBLIOGRAPHIE</u>	100

Le Président de la Thèse :

Monsieur le Professeur M. BERGER

VU et permis d'imprimer
LYON, le 24 novembre 1964

Le Recteur, Président du
Conseil de l'Université,

VU, le Doyen :

P. LOUIS

J.F. CIER

